

# **Prüfung verschiedener Untersuchungsverfahren zur Normung von Bissregistrierungsmaterialien**

## **Inaugural-Dissertation**

Zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde

Des Fachbereichs Humanmedizin

Der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Dirk Meintrup

aus Wesel

Gießen 2002

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

**Poliklinik für zahnärztliche Prothetik**

**Leiter: Prof. Dr. med. dent. Paul Ferger**

des Universitätsklinikums Gießen

Gutachter: **Prof. Dr. Wöstmann**

Gutachter: **Prof. Dr. Dr. Schnettler**

Tag der Disputation: **13.01.2003**

# Inhaltsverzeichnis

<b>Inhaltsverzeichnis.....</b>	<b>3</b>
<b>1. Einführung.....</b>	<b>5</b>
<b>2. Literaturübersicht.....</b>	<b>7</b>
2.1. Allgemeines.....	7
2.2. Bissregistriermaterialien.....	9
2.2.1. Wachse.....	9
2.2.2. Zink-Oxid-Eugenol-Pasten.....	10
2.2.3. Thermoplastische Kunststoffe.....	10
2.2.4. Silikone.....	11
2.2.5. Polyether.....	13
2.3. Untersuchungen zur Genauigkeit von Bissregistriermaterialien.....	14
<b>3. Ziel der Arbeit.....</b>	<b>15</b>
Versuchsserie 1.....	15
Versuchsserie 2.....	15
Versuchsserie 3.....	15
Versuchsserie 4.....	16
<b>4. Material und Methode.....</b>	<b>17</b>
4.1. Studiendesign.....	17
4.2. Geprüfte Materialien.....	17
4.3. Durchführung der Versuche.....	18
4.3.1. Versuchsserie 1.....	18
4.3.2. Versuchsserie 2.....	27
4.3.3. Versuchsserie 3.....	33
4.3.4. Versuchsserie 4.....	37
a) Untersuchungen in einem Streßrheometer.....	37
b) Untersuchungen in einer Universalprüfmaschine.....	40
<b>5. Ergebnisse.....</b>	<b>42</b>
5.1. Darstellung der Ergebnisse.....	42
5.1.1. Versuchsserie 1.....	42
5.1.2. Versuchsserie 2.....	46
5.1.3. Versuchsserie 3.....	47
5.1.4. Versuchsserie 4.....	49
5.2. Beziehung zwischen den dynamischen Messungen des Abbindeverhaltens ( Rheometer – Oszillation) und dem Klinisch relevanten Fehler ( Kondylenverlagerung – Biss- Sperrung).....	51
<b>6. Diskussion.....</b>	<b>56</b>
6.1. Versuchsserie 1.....	56
6.2. Versuchsserie 2.....	59

6.3. Versuchsserie 3.....	60
6.4. Versuchsserie 4.....	61
<b>7. Zusammenfassung.....</b>	<b>64</b>
<b>8. Literatur.....</b>	<b>65</b>
<b>9. Anhang.....</b>	<b>69</b>
9.1. Streudiagramme der Kondylenabweichung im Kondymeter.....	69
9.2. Ausmaß der eingetretenen Bissperrung.....	74
<b>Lebenslauf.....</b>	<b>79</b>
<b>Danksagung.....</b>	<b>80</b>

# 1. Einführung

In der heutigen zahnmedizinischen Behandlung, im Hinblick auf prothetische oder auch konservative Versorgung mit im Labor gefertigten Einlagearbeiten (Kronen, Brücken, Inlays, Teilkronen, etc.), haben Bissregistriermaterialien einen äußerst hohen Stellenwert erreicht. In sehr vielen Fällen ist es nicht möglich, die Modelle in exakter Schlussbisslage, wie sie beim Patienten vorliegt, im Artikulator ohne weitere Hilfsmittel zusammen zufügen. Ausschließlich über am Patienten eigens angefertigte Bisschlüssel ist es möglich, die Zahnreihen in exakter Position zu fixieren um adäquaten Zahnersatz herzustellen und eine störungsfreie und zugleich funktionelle Okklusion zu gewährleisten.

Die Bissregistratur, welche zu diesem Zweck verwendet werden, werden in der Regel aus Materialien auf der Basis von Polyethern oder Polysiloxanen angefertigt. Um sicherzustellen, dass keine Veränderungen der Okklusion im Artikulator stattfinden, müssen die Bissregistratur einer Reihe von Anforderungen genügen:

Als erstes muß die Verarbeitungszeit des Materials angeführt werden. Diese darf zum einen nicht zu lang sein, um den Behandler, welcher die Unterkieferposition des Patienten fixieren muß, und den Patienten selber nicht zu lange zu belasten. Zum anderen soll die Verarbeitungszeit aber gewährleisten, dass der Behandler den Unterkiefer in Ruhe in die gewünschte Position bewegen und ihn dort fixieren kann.

Die Härte des abgebundenen Bissregistrates ist ein weiterer wichtiger Punkt, welcher Beachtung finden sollte. Um ein Federn der Modelle zu vermeiden, muß eine starre Konsistenz angestrebt werden. Zu hart und zu spröde jedoch darf das Material auch wiederum nicht sein, da dies unter anderem dessen Verarbeitung (das Zurechtschneiden zur Überprüfung des exakten Sitzes) beeinträchtigen würde.

Des weiteren muß gefordert werden, daß die Wiedergabegenauigkeit sehr hoch sein muß, um die Fehlerquote bei der Übertragung auf die Modelle möglichst gering zu halten. Dies darf aber nicht so verstanden werden, daß jede einzelne, noch so minimalste Struktur (Fissur, Parafissur) exakt und präzise wiedergegeben wird. In diesen minimal darstellbaren Bereichen ist sogar eine gewisse Unschärfe gefordert. Während des gesamten Werdegangs eines Zahnersatzes (Präparation,

Abformung, Modellherstellung) erfahren alle Bereiche, welche anfangs scharfkantig waren, eine Abrundung. Diese können die Verwendung eines Bissregistriertes deutlich erschweren, welches noch die scharfen Kanten in seiner Negativform trägt. Die Modellzuordnung zueinander darf jedoch in keinsten Weise beeinträchtigt sein. Die Genauigkeit, mit der die Modelle einander zugeordnet werden, ist einer der entschiedensten Punkte, welcher über die Eignung eines Bissregistriermaterials im täglichen Praxisgebrauch entscheidet.

Als letztes Kriterium sei noch die Konsistenz einer solchen Masse angeführt. Beim Aufbringen auf die Zahnreihen ist gefordert, daß die Masse ein Maß an Standfestigkeit besitzt, das heißt, sie darf nicht von den Zahnreihen herunterlaufen.

Zum anderen muß aber auch gefordert werden, das eine solche Masse leicht fließt, sobald die Zahnreihen beim Kieferschluss einen Druck aufbauen, sie soll also eine gewisse Thixotropie besitzen.

## **2. Literaturübersicht**

### **2.1. Allgemeines**

Im Laufe der letzten Jahrzehnte hat sich insbesondere die zahnärztliche Werkstoffkunde erheblich weiterentwickelt. Dies trifft unter anderem auch für Werkstoffe auf Basis elastomerer Massen zu. Zusätzlich mussten in Folge des zunehmend wachsenden Anspruchs der Patienten im Bereich des sowohl festsitzend als auch herausnehmbaren Zahnersatzes immer neuere entwickelt werden.

Unabdingbar für gut sitzenden Zahnersatz ist die richtige Zuordnung der Modellkiefer im Artikulator. Diese müssen in exakt derselben Position einander im Artikulator zugeordnet werden, wie sie auch am Patienten zueinander angeordnet sind [2;19;21].

Um dieses realisieren zu können, muß eine Registrierung der Kiefer zueinander vorgenommen werden. Diese muß - um Folgeschäden der Kiefergelenke nach Eingliederung von Zahnersatz zu vermeiden - in zentrischer Kondylenposition erfolgen.

In der Literatur wurde 1756 zum erstenmal ausführlich über eine intraorale Bissnahme berichtet. Bis zum Ende des 19. Jahrhunderts war die intraorale Bissnahme unter Zuhilfenahme von Wachs die gängigste Methode, um die Relation vom Unterkiefer zum Oberkiefer darzustellen.

1905 beschrieb Christensen dann zum ersten Male die Benutzung von „impression-wax“, eine Weiterentwicklung des normal gebräuchlichen Wachses. Einen Schritt weiter ging 1910 sogar Greene, der zweiphasig den Biss registrierte. In der ersten Phase benutzte er eine Kompositmasse, die er in der zweiten Phase mit Gips korrigierte.

Da diese Bissnahmen aber alle relativ instabil waren, wurden zum weiteren Verarbeiten Träger für die Materialien hergestellt, auf welchen sie platziert wurden. Aber all diese Methoden brachten nicht die gewünschten Erfolge in der Übertragungsgenauigkeit. Es wurde aus diesem Grund immer weiter auf dem Sektor der Bissregistriermaterialien geforscht [19].

Heute besteht weitgehend Einigkeit darüber, dass man die Methoden zur Kieferrelationsbestimmung in vier Kategorien unterteilen kann [19]:

- direkte Durchbißregistrierung
- aufzeichnende Methode
  - a) intraoral: z.B. Stützstift
  - b) extraoral: z.B. Gesichtsbogen
- kephalometrisch

In der Anfangszeit der Kieferrelationsbestimmung war es üblich, diese – nicht zuletzt in Ermangelung anderer Materialien – mit Wachs vorzunehmen. Allerdings wurde im Laufe der Zeit immer deutlicher, dass die Verwendung von Wachsen zur Bissregistrierung nur unter Einschränkungen möglich war [2].

Die materialtechnischen Eigenschaften der Wachse machten eine genaue Übertragung der habituellen Interkuspitation vom Patienten auf die Arbeitsmodelle nahezu unmöglich. Darum wurde vermehrt auf Zink-Oxid-Eugenolpasten zurückgegriffen [2].

Einen entscheidenden Schritt in Richtung genauere Übertragbarkeit der Kieferrelation wurde 1955 gemacht, als die Silikone auf den Markt gebracht wurden. 1964 kamen dann noch die Polyether dazu [27]. Da 1964 die entwickelten Silikone zu den kondensationsvernetzenden Silikonen zählten, gelang ein weiterer Fortschritt, als 1975 die additionsvernetzenden Silikone entwickelt wurden [27]. Sie waren den kondensationsvernetzenden in Bereichen wie Lagerung und Dimensionstreuung überlegen.

In den letzten Jahren wurden immer wieder Untersuchungen zur Verbesserung der Bissregistriermaterialien selbst [2,4,6,11,21,28], oder zu dessen Handhabung in der täglichen Praxis angestellt [ 5,7,9,12,17,23,27].



## **2.2. Bissregistriermaterialien**

### **2.2.1 Wachse**

Wachse sind, chemisch betrachtet, Ester aus höheren Fettsäuren und einwertigen höheren Alkoholen. In der alltäglichen Praxis rechnet man aber andere Stoffe, wie z.B. Paraffin, noch mit zu den Wachsen, da sie ähnliche Eigenschaften wie diese besitzen.

Wachse als solche sind thermoplastischen Stoffe, welche bei 30-50°C erweichen und bei 50-90°C schmelzen, ohne sich zu zersetzen. Wachse werden in der Zahnmedizin in drei Gruppen eingeteilt:

- a) Modellierwachs**
- b) Klebewachs**
- c) Gusswachs**

Zur Bissregistrierung werden nur die Modellierwachse herangezogen, da alleine sie aufgrund ihrer chemischen Zusammensetzung (Paraffin und Bienenwachs) für diesen Einsatz geeignet sind. Sie sind leicht verformbar, besitzen aber bei Mundtemperatur eine ausreichende Festigkeit.

Die Wachse der beiden anderen Gruppen sind für diesen Einsatz durch ihre chemische Zusammensetzung und dadurch durch ihr physikalisches Verhalten für diesen Einsatz absolut ungeeignet.

Vor allem *Millstein* hat sich bei seinen Untersuchungen mit Wachsen und dessen Verhalten bzw. dessen Auswirkungen während und nach einer Bissnahme beschäftigt [7,11,14,15].

*Millstein und Mitarbeiter* sind insbesondere der Frage nachgegangen, wie genau Wachsplatten die maxillo-mandibuläre Relation abbilden und wie genau sich damit die Modelle später im Artikulator zueinander setzen lassen [11,15]. Wichtig war dabei auch, ob das Wasserbad, in welchem Wachs für die Bissnahme vorbereitet wird, oder die Lagerung bzw. das in den Mund einbringen, Auswirkungen auf das Ergebnis haben. Zusätzlich wurden die Wachsplatten noch verschieden behandelt .z.B. wurde ein Teil durch Metall verstärkt. Das Ergebnis war, das die Vorbehandlung des Wachses wesentlich am Ergebnis des Bissregistrates teilhat, aber eine exakte

Reposition mit keinem der eingesetzten Wachse erreicht wurde [11,14,15]. Zu diesem Schluss kamen andere Autoren ebenfalls [2,4,7,10,17,18].

### **2.2.2. Zink-Oxid-Eugenol-Pasten**

Zink-Oxid-Eugenol-Pasten werden in der Regel als Zwei-Komponentensystem angeboten. Die eine Phase enthält mit ca. 80m% das ZNO, Kolophonium und ein Öl. Die zweite Komponente enthält 15m% Eugenol, Kolophonium, Öl und andere Füllstoffe [31].

Zink-Oxid-Eugenol-Pasten besitzen ein sehr gutes Fließvermögen, was ihre Abdruckschärfe damit außergewöhnlich steigert. Dies ist für ein Bissregistriermaterial von sehr großer Bedeutung, da hiermit die Fissuren und Interdentalräume sehr gut dargestellt werden können, und es somit eine Erleichterung beim Zusammenfügen der Modelle im Artikulator darstellt. Ein weiterer, weitaus bedeutenderer Vorteil von Zink-Oxid-Eugenol-Pasten ist ihre äußerst geringe Volumenschrumpfung während des Erhärtens und während der Lagerung. Diese Eigenschaft ist für ein Bissregistriermaterial mit von entscheidender Bedeutung, wenn es um das spätere zusammenfügen der Modelle und die Herstellung des Zahnersatzes geht. *Millstein und Mitarbeiter* haben dies als einen entscheidenden Nachteil bei Verwendung von Wachsen als Bissregistriermaterial in ihren Untersuchungen beschrieben. Durch die Anfälligkeit des Wachses auf Umgebungseinflüsse (Lagerung, Temperatur, etc.) ist es zu entscheidenden Ungenauigkeiten im registrierten okklusalen Relief der Bissregistratur gekommen, was die weitere Arbeit mit den Gipsmodellen eindeutig erschwert hat [11].

In ihren Untersuchungen zur Abformgenauigkeit der Zahnimpressionen und der Dimensionstreue fanden *Balthazar-Hart und Mitarbeiter* heraus, dass eine eugenolfreie Zink-Oxid-Paste als Bissregistriermaterial diese Eigenschaften am ehesten erfüllt [1]. Auch was die Abweichung der Modelle, nach Einbringen in einen Artikulator mittels Bissregistratur, in den drei Raumesrichtungen betrifft, sind hier die eugenolfreien Zink-Oxid-Pasten mit am besten geeignet [17].

### **2.2.3. Thermoplastische Kompositmaterialien**

Diese Gruppe von Materialien zeichnet sich dadurch aus, dass sie durch Erwärmen in einen weichplastischen Zustand übergehen und sich durch abkühlen wieder verfestigen kann [31]. In den früheren Jahrzehnten wurden diese Massen nebst Zink-Oxid-Pasten und Wachsen mit am meisten zur Bissregistrierung verwendet [19]. Man war sich zu dieser Zeit aufgrund fehlender Untersuchungen aber nicht im klaren, das dieses Material zur Verwendung von Bissregistraten relativ ungeeignet war, da es beim Abkühlen eine thermische Kontraktion von 1,5%lin aufweist [31]. Nach Gewinnung dieser Kenntnisse ist es obsolet, dieses Material zur Registrierung einer habituellen Interkuspidation heranzuziehen. Breeding und Mitarbeiter fanden in Untersuchungen heraus, das beim montieren von Modellen mit Hilfe von hergestellten Bissregistraten die größten Abweichungen bei den Thermoplastischen Kompositmaterialien auftauchten [4]. Dies untermauert die ungenügende Genauigkeit als Verwendung eines Bissregistriermaterials.

### **2.2.4. Silikone**

Bei dieser Materialgruppe handelt es sich um die, neben den später beschriebenen Polyethern, am meisten verwendete bei den Bissregistriermaterialien geht. Aufgrund ihrer chemischen und physikalischen Eigenschaften sind diese Materialien das Mittel der Wahl.

Es gilt jedoch auch in dieser Gruppe zwei Silikontypen zu unterscheiden:

- a) kondensationsvernetzenden Silikone ( K- oder C-Silikone)
- b) additionsvernetzende Silikone ( A-Silikone)

Als erste wurden die 1955 die K-Silikone entwickelt, bevor 1975 die Weiterentwicklung zu den A-Silikonen stattfand [27]. Der Unterschied zwischen diesen beiden Silikonem und der damit entscheidende Faktor ihres Einsatzes soll im folgenden erläutert werden:

Silikone (Polysiloxane) sind makromolekulare organische Siliziumverbindungen mit kettenförmigem Grundbau. Die Monomere bestehen aus Siliziumatomen, die über

Sauerstoff miteinander verbunden sind. Die Unterschiede der beiden Silikontypen ergeben sich aus der Variation der Restvalenzen an den Siliziumatomen.

In der Zahnmedizin sind die Silikone von Interesse, welche als Rest eine Methylgruppe tragen, die sog. Polydimethylsilikone [31].

Die Silikone bestehen aus einem Pastensystem, einer Basispaste und einem Härter. Wichtig zur Unterscheidung der beiden Silikone sind die enthaltenen Stoffe in den Härterpasten.

In der Vernetzungsreaktion bei den K-Silikonen werden OH-Gruppen (endständige Reste der Polydimethylsilikone) abgespalten. Es wird in dieser Polykondensation ein Alkohol abgespalten.

Anders verhält es sich bei den A-Silikonen. Dort werden endständige Vinylgruppen unter Zuhilfenahme von seitlichen Siliziumhydrid-Gruppen, enthalten in der Härterpaste, zu Ethylgruppen untereinander verbunden, ohne das sich ein Produkt dabei ansplaltet [31].

Unter Zuhilfenahme dieser etwas ausführlicheren Darstellungen des chemischen Aufbaus der Silikone und der vereinfachten Darstellung der Reaktionsmechanismen soll hier der Unterschied zwischen den beiden Silikontypen aufgezeigt werden:

Da Silikone aufgrund ihrer physikalischen Eigenschaften praktisch universell einsetzbar sind ( große Dehnbarkeit, sehr gutes Rückstellvermögen), ist ihr Einsatz als Bissregistrat durch ihre chemische Vernetzungsreaktion vorgegeben.

Durch die Abspaltung des Alkohols sind die K-Silikone einer Volumenschrumpfung unterzogen, was sie als Bissregistrierematerial als ungeeignet erscheinen lässt, da in diesem Bereich Volumenkonstanz unabdingbar erscheint.

Da ist als ein Punkt die Genauigkeit des okklusalen Reliefs zu erwähnen, welche die gleiche Dimension vom Zeitpunkt der Registrierens bis zum Zusammensetzen der Modelle im Artikulator beibehalten werden muß. Zum anderen ist die große zeitliche Differenz vom Herstellen des Bissregistrates im Munde des Patienten bis zum Zusammensetzen der Modelle im Labor zu erwähnen. Während dieser Zeit ist es ebenfalls absolut notwendig, dass das Bissregistrat seine originale Dimension beibehält.

### **2.2.5. Polyether**

Ausgangsprodukt dieser irreversibel-elastischen Abformmassen auf Polyetherbasis sind, sind Copolymerisate aus Ethylenoxid und Tetrahydrofuran. Die Heterozyklen addieren sich unter Ringöffnung zu linearen Makromolekülen. Anschließend werden die entstandigen OH-Gruppen mit einer ungesättigten Säure verestert. Die Doppelbindung dieser Säuren kann mit Ethylenimin reagieren, sodass die Molekülketten schließlich endständige Aziridin-Gruppen besitzen. Ethylenimin ist als dreigliedriger heterozyklischer Ring sehr reaktionsfähig und lässt sich leicht aufspalten. Durch die katalytische Gegenwart von Säuren wird er zur Polyaddition veranlasst. Polyethergummis zählen neben den Polyvinylsiloxanen zu den genausten Abformmaterialien. Die physikalischen Eigenschaften der Polyethergummis sind denen der Polyvinylsiloxanen leicht unterlegen, was klinisch aber nicht relevant ist [31].

### **2.3. Untersuchungen zur Genauigkeit von Bissregistriermaterialien**

In der heute praktizierten Zahnmedizin und aufgrund der in den vergangenen Jahrzehnten gewonnenen Erkenntnissen über Wachse, Zink-Oxid-Eugenol-Pasten und selbsthärtende Kunststoffe finden in überwiegenden Maße Bissregistriermaterialien auf Silikon- oder Polyetherbasis Anwendung. Sie sind aufgrund ihrer physikalischen und chemischen Eigenschaften die Materialien der Wahl. Daher befasste sich die Wissenschaft in den letzten Jahren auch im Wesentlichen mit diesen Materialien und untersuchte deren Übertragungsgenauigkeit, Dimensionstreu und andere Eigenschaften.

Es wurde den elastomeren Bissregistriermaterialien in den durchgeführten Versuchen in den meisten Fällen eine sehr gute Wiedergabefähigkeit des okklusalen Reliefs bescheinigt [4,8,13,16,23]. Resultierend daraus war auch die spätere Zusammensetzung der Modelle im Artikulator sehr exakt möglich [4].

Aus den obigen Ausführungen geht bereits deutlich hervor, dass die Forderungen an die Materialeigenschaften immer komplexer und auch immer vielfältiger werden. Um letztlich darüber entscheiden zu können, ob und in wie weit ein Bissregistriermaterial für seine Verwendung geeignet ist, wurden bereits 1998 Untersuchungen zu einer DIN-Norm angestellt [29]. Diese folgende Studie soll diese bereits gewonnenen Erkenntnisse weiterentwickeln und einfache, ohne großen Geräteaufwand durchführbare standardisierte Messverfahren aufzeigen, die in einer DIN-Norm verankert werden.

### **3. Ziel der Arbeit**

Mit den im folgenden beschriebenen Untersuchungen sollte die Charakteristik von Bissregistriermaterialien unter Zuhilfenahme verschiedener Prüfmethoden messbar und vergleichbar dargestellt werden.

Ziel dieser Untersuchungen war es einerseits, verschiedene Meßmethoden für die Abbindcharakteristik von Bissregistriermaterialien (Bestimmung von Verarbeitungs- und Abbindezeit) im Hinblick auf einen Entwurf zur Normung dieser Materialien zu prüfen und miteinander zu vergleichen. Dazu wurden in der vorliegenden Studie folgende Untersuchungen durchgeführt:

#### ***Versuchsserie 1:***

Messung der Verlagerung der Kondylen mit Hilfe eines modifizierten Kondymeters (SAM, München), die sich nach dem einartikulieren mit Bißregistraten unterschiedlicher Herstellungszeit ergeben würde. Zusätzlich Messung der Bissperrung, die mit den hergestellten Bißregistraten zu erfassen ist.

#### ***Versuchsserie 2:***

Bestimmung der Härte von Elastomeren und thermoplastischen Elastomeren mit ebenen Oberflächen nach dem Deutschen Norm-Entwurf DIN ISO 48 [6].

#### ***Versuchsserie 3:***

Bestimmung der Fließfähigkeiten der untersuchten Materialien nach den Vorgaben der DIN/EN 24823 [8].

#### ***Versuchsserie 4:***

Bestimmung der Viskositätszeitkurve bei der Abbindung von Bissregistriermaterialien im Oszillationsversuch und mit einem Stress-Rheometer ( Platte/Platte, *Rheostress RS-80, Haake Karlsruhe*).

Die erhaltenen Daten wurden den in einer früheren Untersuchung (23), in einem Oszillationsversuch gewonnen Resultaten gegenübergestellt.



## 4. Material und Methode

### 4.1. Studiendesign

Es handelt sich bei der vorliegenden Studie um eine in-vitro-Studie, in der zur Erreichung der Studienziele vier verschiedene Versuchsserien durchgeführt wurden.

### 4.2. Geprüfte Materialien

In den Versuchsserien 1-4 wurden folgende Bissregistriermaterialien untersucht:

<b>Bissregistriermaterial</b>	<b>Hersteller</b>
Dimension Bite 60seconds	<b>ESPE, Seefeld</b>
Futar D Occlusion Occlusion	<b>Kettenbach, Eschenburg</b>
Futar Occlusion	<b>Kettenbach, Eschenburg</b>
Imprint SBR	<b>3M, Borken</b>
Memoreg C.D.	<b>Heraeus-Kulzer, Dormagen</b>
Memosil C.D.	<b>Heraeus-Kulzer, Dormagen</b>
Ramitec penta	<b>ESPE, Seefeld</b>
Registrado	<b>VOCO, Cuxhaven</b>
Registrado opak	<b>VOCO, Cuxhaven</b>

### **4.3. Durchführung der Versuche**

#### **4.3.1. Versuchsserie 1**

Zu dieser Untersuchung wurde ein speziell angefertigtes Modell verwendet. Bei diesem Modell waren die Zahnreihen des Ober- und Unterkiefers aus Edelstahl gefertigt. Die Okklusion der Zahnreihen zueinander war bei diesen Modellen eindeutig gegeben.



Abb.1 Modell mit Edelstahlzähnen

Als erstes wurde die Relation der beiden Kiefer bezogen auf die Bisshöhe festgelegt. Dies geschah mit Hilfe eines vorgefertigten Referenzsockels aus Superhartgips. Der Bissschlüssel wurde mit einer Magnetplatte auf dem Fuß des Artikulators festgesetzt, das Oberteil, wie bei diesem Artikulatorsystem üblich, ebenfalls mit einer

Magnetplatte dazugesetzt. Nachdem die Bisshöhe feststand, wurde der Stützstift mit dem Führungsteller in Kontakt gebracht und verriegelt.  
Als nächstes wurde der Referenzsockel in der verriegelten Position durch die beiden Modelle ersetzt.



Abb.2 Modell mit Referenzsockel

Mit dem fertig präparierten Artikulator wurden anschließend die Bissregistrare aus den oben aufgeführten Materialien hergestellt.

Die Herstellung wurde in der Weise vorgenommen, dass das Material über die komplette Zahnreihe des Unterkiefers gelegt wurde, und nicht wie sonst allgemein üblich nur die Seitenzähne mit Material beschickt. Zum Beschicken der Zahnreihe wurde ein Zeitintervall von 30 Sek. zugrunde gelegt, um für die nachfolgenden Messungen mit Offset eine Bezugszeit zu haben. Bei den Registraten ohne Offset wurde der Artikulator unmittelbar nach den 30 Sek. geschlossen und mit einem Gewicht von 200g beschwert, welches eine definierte Schließkraft simulieren sollte. Danach wurde eine Wartezeit von 3Min. eingehalten, um sicherzugehen, dass das Material abgebunden hatte. Für jedes folgende Bissregistrat wurde ein Offset von +10 Sek. zum vorhergehenden eingehalten, d.h. es vergingen jeweils 10 Sek. mehr zum vorhergehenden, bis der Artikulator geschlossen wurde.

Die Messungen wurden solange fortgesetzt, bis sich der Artikulator nicht mehr oder nur unter sehr großem Kraftaufwand schließen ließ, oder der Stützzstift den Führungsteller in geschlossener Position nicht mehr berührte.

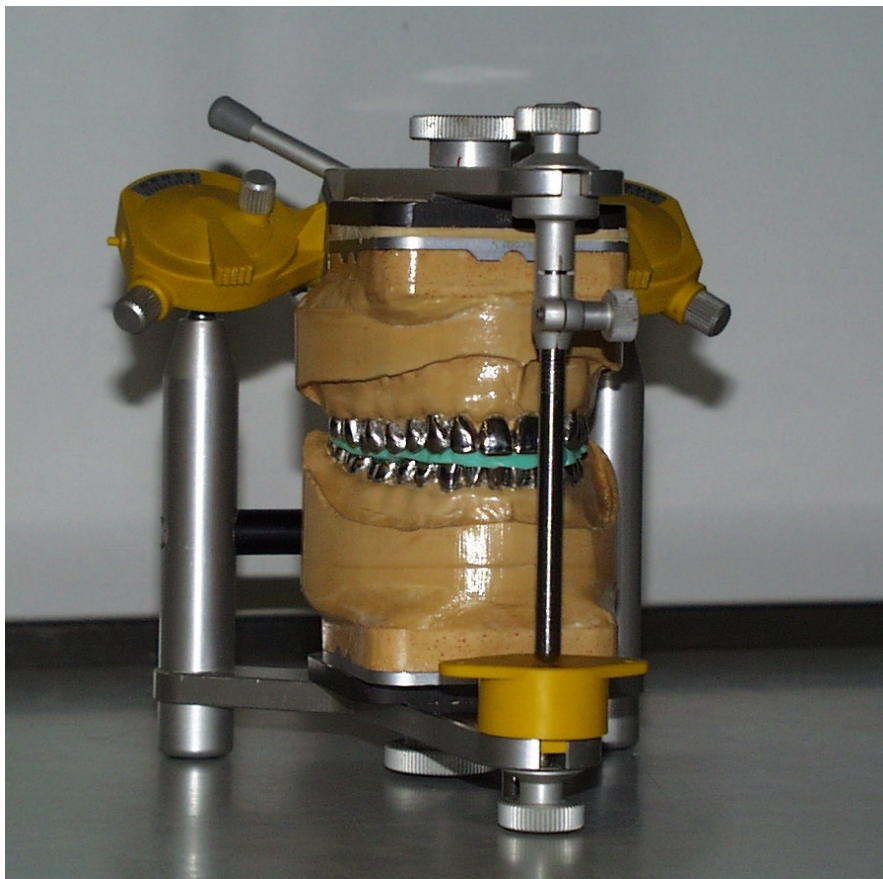


Abb.3 Modell mit Bissregistrat

Mit diesen Bissregistraten wurden dann Messungen im Kondymeter (modifizierter SAM-Arikulator) durchgeführt. Im Kondymeter wurden die Abweichungen der Kondylen in allen drei Raumesrichtungen durch angebrachte Messuhren angezeigt. Diese Änderungen der Kondylen ergeben sich, wenn diese mit den angefertigten Bissregistraten in den Artikulator eingebracht werden.

Der Messvorgang beinhaltete zuerst 5 Eichmessungen mit dem angefertigten Gipsschlüssel.

Danach wurden die oben beschriebenen Modelle mit dem jeweils zu untersuchenden Bissregistrat in das Kondymeter eingebracht und damit 10 aufeinanderfolgende Messungen angefertigt, bevor erneut der Referenzsockel eingesetzt und nochmals 5 abschließende Kontrollmessungen durchgeführt wurden. Aus diesen gesamten Daten ergab sich dann der Gesamtübertragungsfehler, welcher mittels des Messprogramms ElektronischBissregistrierungs-materialprüfung EBP errechnet wurde. Der Gesamtübertragungsfehler wiederum ergab die mittlere Verlagerung des rechten und linken Kondylus.



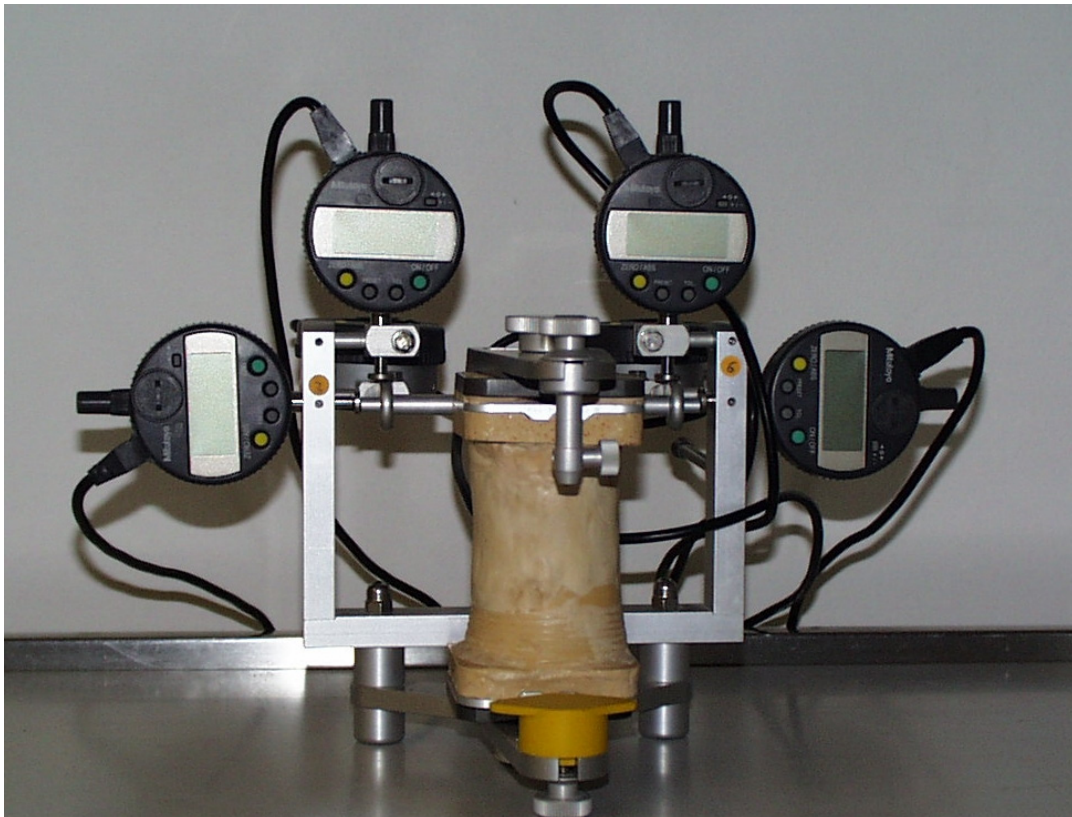


Abb.4 Kondymeter mit Referenzsockel



Abb.5 Kondymeter mit Modell und Bissregistrat

Zusätzlich zur Verlagerung des Kondylus wurde noch die Bissperrung gemessen, die sich aus den einzelnen Bissregistraten ergab. Wie oben schon beschrieben, wurden die einzelnen Bissregistrat mit einem Offset von je +10Sek zum vorherigen hergestellt. Sobald der Stützstift nicht mehr auf dem Führungsteller aufsetzte, wurden noch zwei Registrat hergestellt mit einem Offset von +5Sek und +10 Sek ausgehend vom letzten. Zusätzlich wurde noch ein Registrat hergestellt mit einem Offset von -5Sek, ausgehend von dem, bei welchen der Stützstift den Teller nicht mehr berührte. Dies geschah aus der Intention heraus, mögliche minimale Änderungen in den letzten Zeitintervallen mit zu erfassen.

Bei diesen Bissregistraten wurde dann gemessen, wie viel ihre Sperrung bezogen auf die Höhe des Referenzsockels betrug.

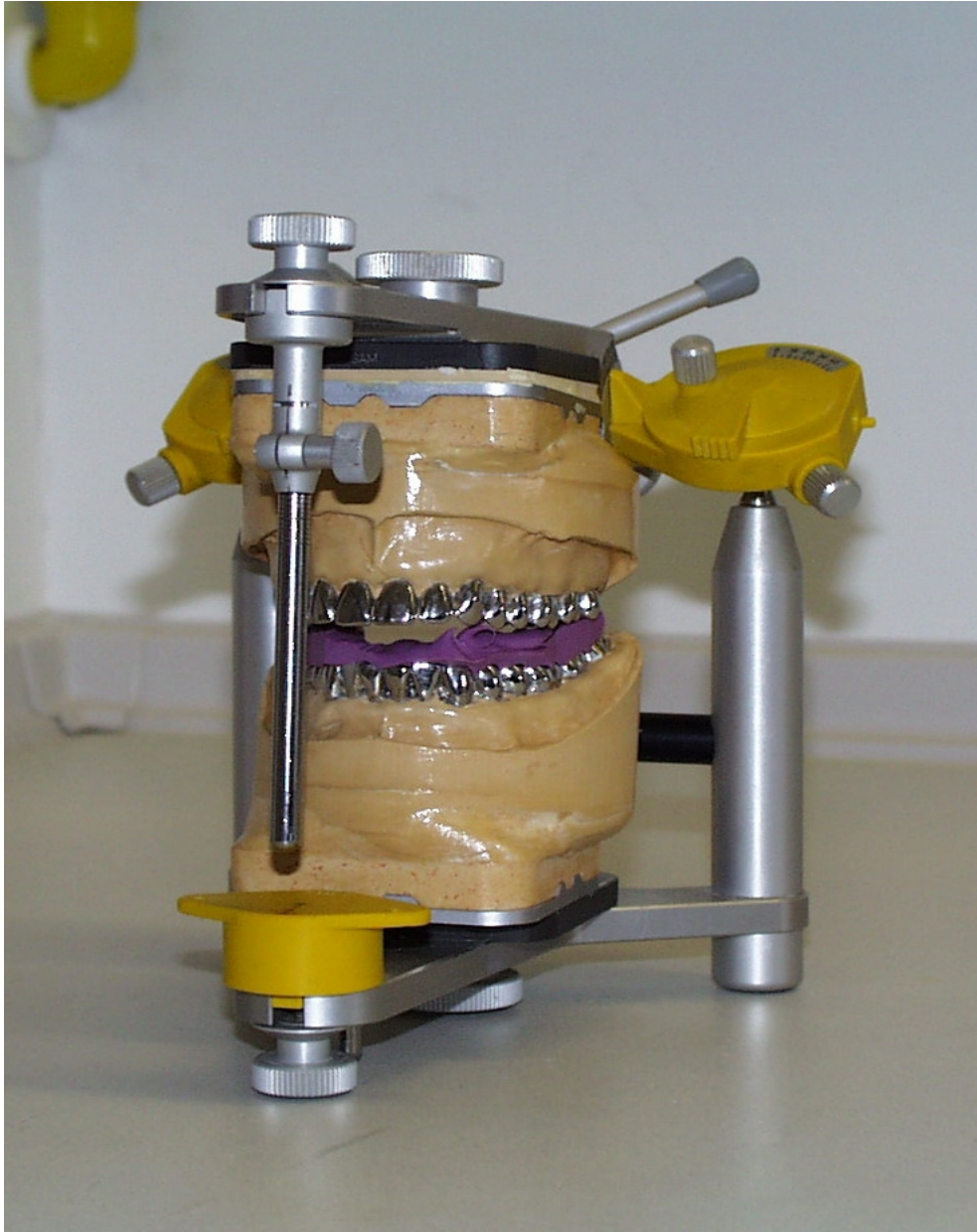


Abb.6 Modelle mit Bissperrung

Nachdem bei allen Materialien nach dem beschriebenen Verfahren die Bissperrung ermittelt war, wurden die erhaltenen Werte in einer Excel-Tabelle ausgewertet und grafisch in Diagrammen dargestellt.



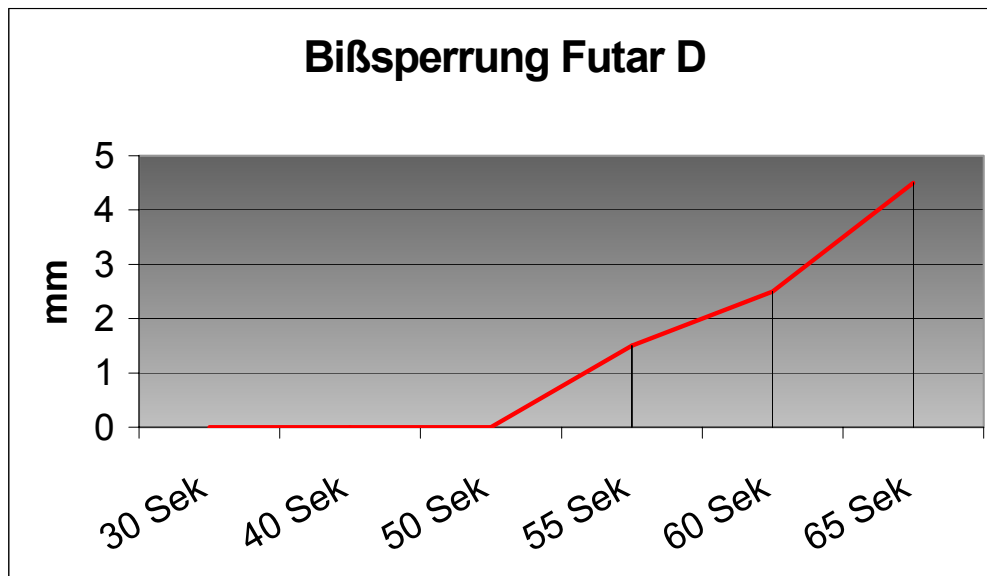


Abb.7 Diagramm Bißsperrung

Um nun klare Aussagen formulieren zu können, was die Eigenschaften und den richtigen Umgang mit diesen Materialien betrifft, war es nötig, eine systematische Analyse der Ergebnisse untereinander und miteinander anzustellen.

Der erste Schritt bestand darin, dass die Zeiten ermittelt wurden, ab denen ein sprunghafter Anstieg in den Kurven der Bißsperrung und der Kondylenverlagerung einsetzte. Diese Zeiten +23 Sek-Offset wurden auf der Rheometerkurve abgegriffen und der Prozentwert ermittelt, bei der die Rheometerkurve jeweils geschnitten wird.

Bei einer weiteren Analyse wurde analog verfahren, nur wurde jetzt die Kurve der Universalprüfmaschine Zwick (**Zwick1454,Ulm**) den Zeitpunkten des sprunghaften Anstiegs zugrunde gelegt. Auch hier wurden die Prozentwerte ermittelt, bei denen die ermittelten Zeiten die erhaltene Kurve der Prüfanordnung der „Zwick“ geschnitten haben. In diesem Fall war es jedoch so, dass die Anstiege so früh lagen, dass sie auf der durch die Universalprüfmaschine „Zwick“ ermittelten Kurven in einen Bereich fielen, in dem noch keine Aktivitäten der Graphen zu beobachten war, sie lagen noch im 0%-Bereich. Da das Verhalten der einzelnen Materialien aber sehr unterschiedlich war und um diese Unterschiede klar herausstellen zu können, wurde die 5%-Marke der gewonnen Kurven als Referenz genommen.

Es wurden die Prozentbereiche ermittelt, an denen die 0%-Linie der Kurve von den Werten der einzelnen Registrate geschnitten wurde. Diese Ergebnisse wurden dann,

wie die übrigen Ergebnisse auch, in einer Excel-Tabelle ausgewertet und in Diagrammen grafisch sichtbar gemacht.

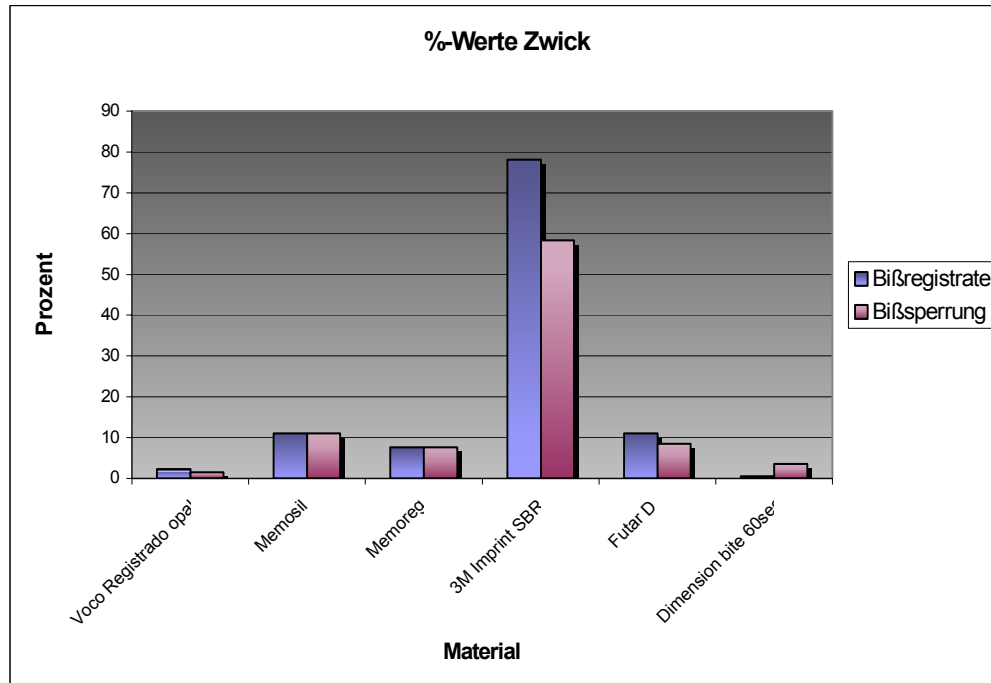


Abb.8 Diagramm: Bissperrung - Bissregistrat

#### **4.3.2. Versuchsserie 2**

Es wurden in dieser Versuchsserie die Härtegrade der einzelnen Bissregistriermaterialien untersucht. Diese Untersuchung wurde auf der Grundlage des deutschen Normentwurfes DIN ISO 48 „Bestimmung der Härte an Elastomeren mit ebenen Oberflächen“[6] durchgeführt.

Wie in der ISO 48 [6] gefordert, wurden zu diesem Zweck Probekörper der einzelnen Materialien hergestellt, dessen Höhe genau  $10\text{mm} \pm 0,2\text{mm}$  entsprach und die einen Durchmesser von 25mm aufwiesen. Die Proben wurden auf folgende Art hergestellt: Ein Kupferring wurde auf die oben aufgeführten Maße exakt zugeschnitten. Dieser wurde dann auf eine Plexiglasplatte aufgelegt, so das eine glatter Abschluß und damit eine zudem plane Oberfläche entstehen konnte. In diesen Kupferring wurde dann gekühltes Material direkt aus einem Dispenser eingefüllt. Das Material wurde bewußt heruntergekühlt, um einerseits die Verarbeitungszeit zu verlängern und andererseits eine ungewollte Blasenbildung zu verhindern. Der Kupferring wurde mit einem gewissen Maß an Materialüberschuß befüllt. Dies geschah mit der Absicht, dass sich durch die Kompression einer zweiten Plexiglasplatte das Material im Inneren des Ringes verteilt und zudem durch den Abfluß des überschüssigen Materials an den Seiten eine glatte, porenfrei Oberfläche entstand. Die so hergestellten Probekörper waren zudem planparallel.



Abb.9 Probekörper

Zur Bestimmung der Härtegrade der einzelnen Bissregistriermaterialien wurde ein Versuchsaufbau entsprechend den Anforderungen der ISO 48 [6] verwendet. Dieser ist in der Abb.10 dargestellt.

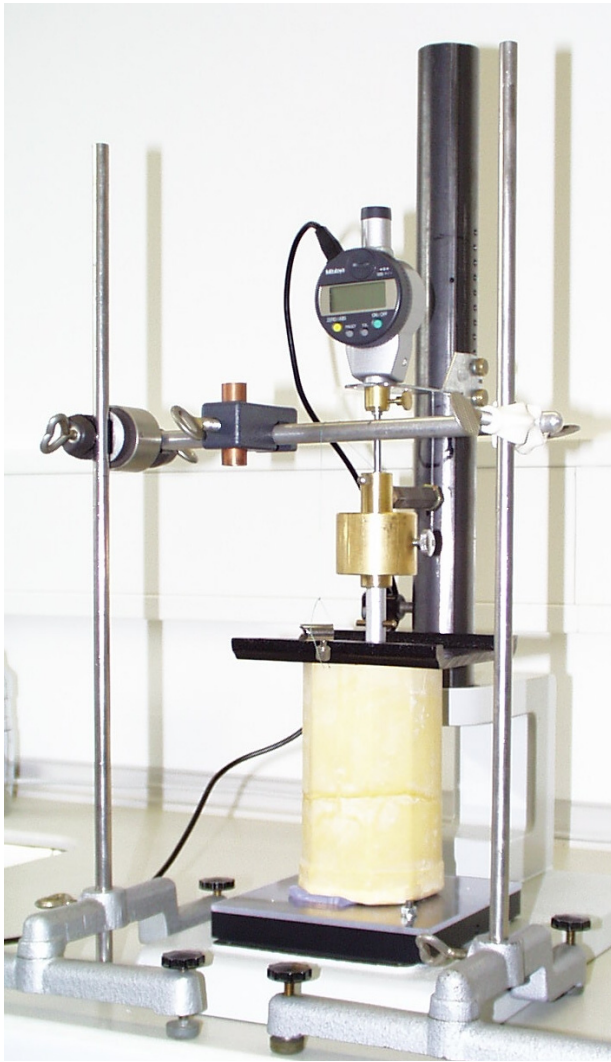


Abb.10 Versuchsaufbau Härtemessung

Das Grundprinzip des in Abb.10 dargestellten Versuchsaufbaus bestand darin, die Wegänderung der Stahlkugel zu bestimmen, welche diese unter Einwirkung einer festgelegten Kraft zurücklegt. Um eindeutige D-Werte zu erhalten, welche in der vorgegebenen Tabelle im Anhang der ISO 48 [6] in IRHD umgerechnet wurden, mussten an einzelnen Komponenten des Versuchsaufbaus technische Änderungen vorgenommen werden.

Wie sich in einer Reihe von Vorversuchen herausstellte, übte die Feder, welche in der Messuhr angebracht war, um den Messarm immer wieder in seine ursprüngliche Ausgangsform zurückzuschieben, bereits eine Kraft in Richtung der Kugel aus, welche mit 2N gemessen wurde. Aus diesem Grund musste die Feder entfernt werden. Nachfolgend musste noch der Kraft entgegengewirkt werden, welche durch die Schwerkraft erzeugt wurde, die auf den Messarm einwirkte. Dieser Situation

wurde man gerecht, indem eine Verbindung zu einem Gegengewicht am Messteller angebracht wurde. Dieses Gegengewicht entsprach 10g.

Auf diese Weise konnte sichergestellt werden, dass ausschließlich die Kraft der vorgesehenen Gewichte auf die Stahlkugel einwirkte.

Weiterhin wurde in der Prüfanordnung eine weitere Anforderung an den Versuchsaufbau gestellt. Eine ebene, ringförmige Druckplatte, welche senkrecht zur Druckstange angeordnet ist und eine zentrale Bohrung für dieselbe besitzt, muß vor Messbeginn auf dem Probekörper ruhen und auf ihn eine Kraft von  $30\text{kPa} \pm 5\text{kPa}$  ausüben. Dies entspricht umgerechnet einem Gewicht von 840g. Um diesen Anforderungen gerecht zu werden, wurde eine Eisenplatte so bearbeitet, dass sie dem oben angegebenen Gewicht entsprach und die geforderte zentrale Bohrung aufwies. Die verwendete Stahlkugel wies ebenfalls die geforderten Parameter auf ( $\varnothing 5\text{mm}$ ). Als letzte Vorbereitung musste der Messarm der Messuhr so eingestellt werden, dass er in der Nullstellung vor Messbeginn weder maximal ausgefahren noch maximal eingefahren war. Diese Ausgangsstellungen würden unweigerlich zu Messfehlern führen.

Um den Abstand von der Unterkante des Aluminiumrohres bis zum Sockel des Stativs zu überbrücken, wurde ein Gipssockel der entsprechenden Höhe aus gelbem Hartgips gefertigt.

Zu Beginn der Prüfung befand sich die Apparatur in einem Ausgangszustand wie in Abb.4 dargestellt. Der Prüfkörper befand sich auf dem Gipssockel, bedeckt von der ringförmigen Druckplatte. Die Kugel wurde nun in der Mitte auf dem Prüfkörper platziert, so dass sie sich auch mittig unter dem Aluminiumstab befand. Zu Beginn der Messung wurde die Messuhr auf Null eingestellt. Als erstes wurde ausschließlich der Aluminiumstab auf die Kugel abgesenkt, so dass die geforderte Vorlast von 3N einwirkte. Nach Ablauf dieser Zeit wurde die das Gewicht mit 540g abgesenkt, so dass eine Gesamtkraft von 57N auf die Kugel bzw. den Probekörper einwirkte. Diese Kraft wurde für 30 Sekunden aufrecht erhalten. Am Ende dieser Zeit wurde der Wert auf der Messuhr abgelesen und notiert, welcher der Wegänderung der Kugel entsprach. Jeder Prüfkörper wurde beiderseits nach dem beschriebenen Verfahren geprüft und die Wegänderung gemessen, wobei von jedem zu untersuchenden Material jeweils 4 einzelne Prüfkörper zur Verfügung standen.

Die Umrechnung der Wegänderung (D) in die internationalen Gummihärtegrade erfolgte über die in der ISO 48 [6] als Anlage enthaltene Tabelle. Am Ende der

Versuchsserie war es bei 2 Materialien nicht möglich, die Wegänderung (D) in die IRHD-Werte umzurechnen, da die Ergebnisse deutlich über den in der Tabelle angegebenen Werten lagen.

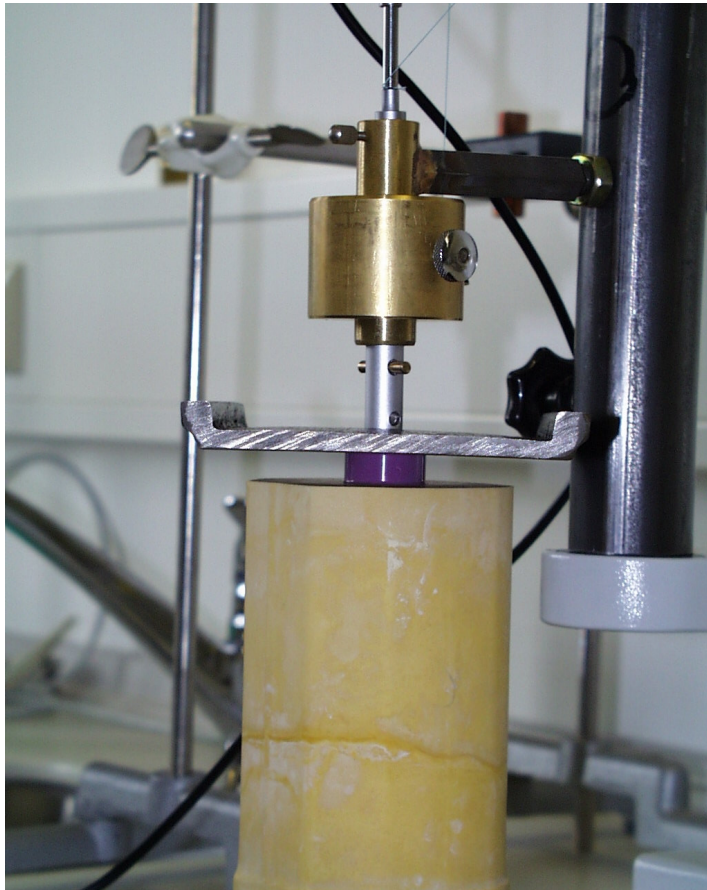


Abb11 Prüfphase mit Deckplatte

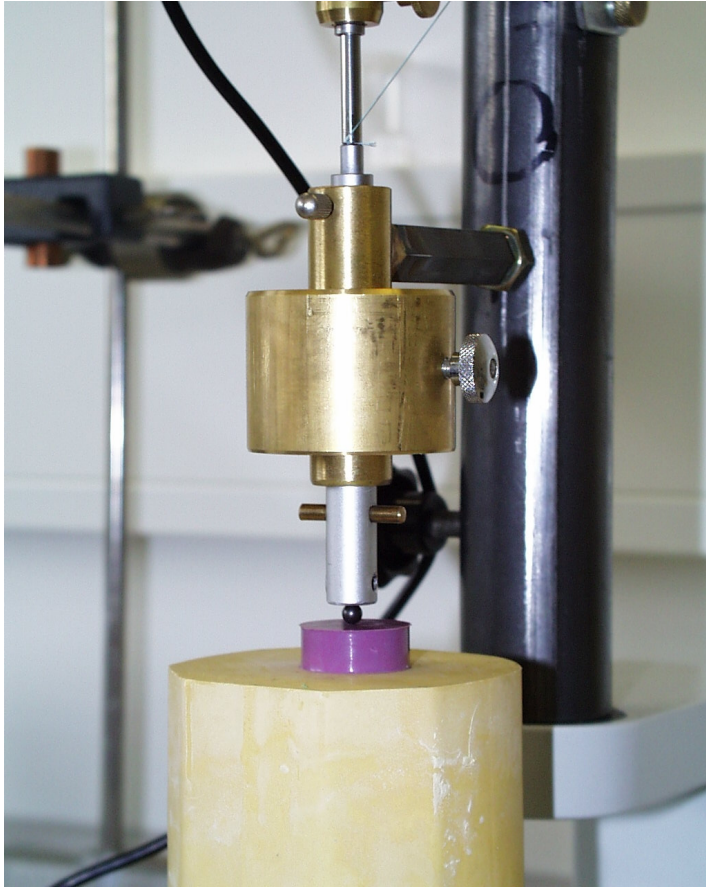


Abb.12 Prüfphase ohne Deckplatte



### 4.3.3. Versuchsserie 3

Eine Plexiglasplatte wurde auf das Maß von 30x25cm zurechtgeschnitten. Von der Oberkante dieser Platte ausgehend, wurden 5cm mit einem Lineal nach unten abgetragen und in der Höhe eine parallele Markierung zur Oberkante gesetzt. Auf dieser Markierungslinie wurden dann im Abstand von jeweils 5cm weitere Markierungspunkte gesetzt. Diese stellten die Mittelpunkte von 17,4cm breiten Bohrungen dar, welche an diesen Markierungen angebracht wurden. Die 17,4cm entsprachen dem Außendurchmesser von im Handel erhältlichen 10ml Einmalspritzen (*BRAUN; 10ml*), welche in diesen Bohrungen mit speziellem Kleber befestigt wurden. Von den Spritzen wurde der vordere Teil bis zur 2ml-Markierung abgesetzt, damit das komplette Lumen für die Versuchsdurchführung zur Verfügung stand. Der Innendurchmesser dieser Spritzen betrug 15,4mm. Die Spritzen wurden so in den Bohrungen befestigt, das ihr abgeschnittenes Ende einen ebenen Abschluss mit der Vorderseite der Plexiglasplatte bildete. Zur Verstärkung wurde eine dreikantige Holzstrebe direkt unter den Spritzen angebracht. Die Holzleiste besaß eine Dicke von 4cm. Direkt unter der Holzleiste wurde auf der Rückseite Millimeterpapier angebracht, um die Strecke des geflossenen Bissregistriermaterials genau ausmessen zu können. Der obere Teil wurde bis zum Ansatz der Holzleiste matt gestrahlt, um die Reste des Befestigungsmaterials zu beseitigen und einen ebenen Übergang zum Messbereich zu gewährleisten.

Dieser Versuch konnte aber in der angegebenen Weise nicht durchgeführt werden. Aufgrund der Konsistenz der Bissregistriermaterialien war es nicht möglich ein messbares Ergebnis zu erzielen, da das Material sofort nach Beendigung des Stempeldrucks aus der Spritze zum Stillstand kam.

Zur Durchführung der Fließfähigkeitsmessung wurde stattdessen der Versuchsaufbau herangezogen, wie in der ISO 24823 [8] beschrieben.



Abb.13 Versuchsaufbau zur Bestimmung der Fließfähigkeit

Zu Beginn der Versuchsreihe musste erst einmal bestimmt werden, in welche Kategorie das jeweilige Bissregistriermaterial einzuordnen war. Die Kategorien waren eingeteilt in:

- |                              |                  |
|------------------------------|------------------|
| Typ 0 – sehr hohe Konsistenz | – knetbar        |
| Typ 1 – hohe Konsistenz      | – schwerfließend |
| Typ 2 – mittlere Konsistenz  | – mittelfließend |
| Typ 3 – niedrige Konsistenz  | – leichtfließend |

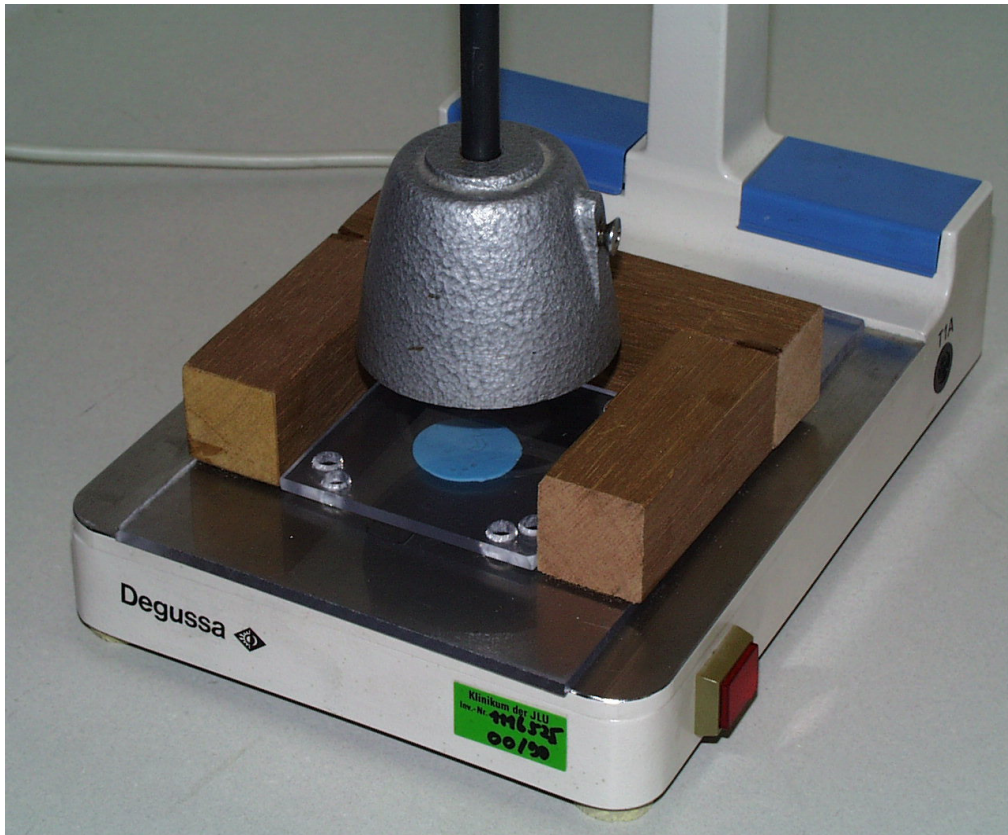


Abb. 14 Messung der Fließfähigkeit

Zur Bestimmung der Kategorie wurde von jedem zu untersuchenden Material eine Probe hergestellt. Die erhaltene Scheibe wurde über zwei Durchmesser, welche im rechten Winkel zueinander stehen, vermessen und das Ergebnis auf die nächsten 0,5 mm gerundet.

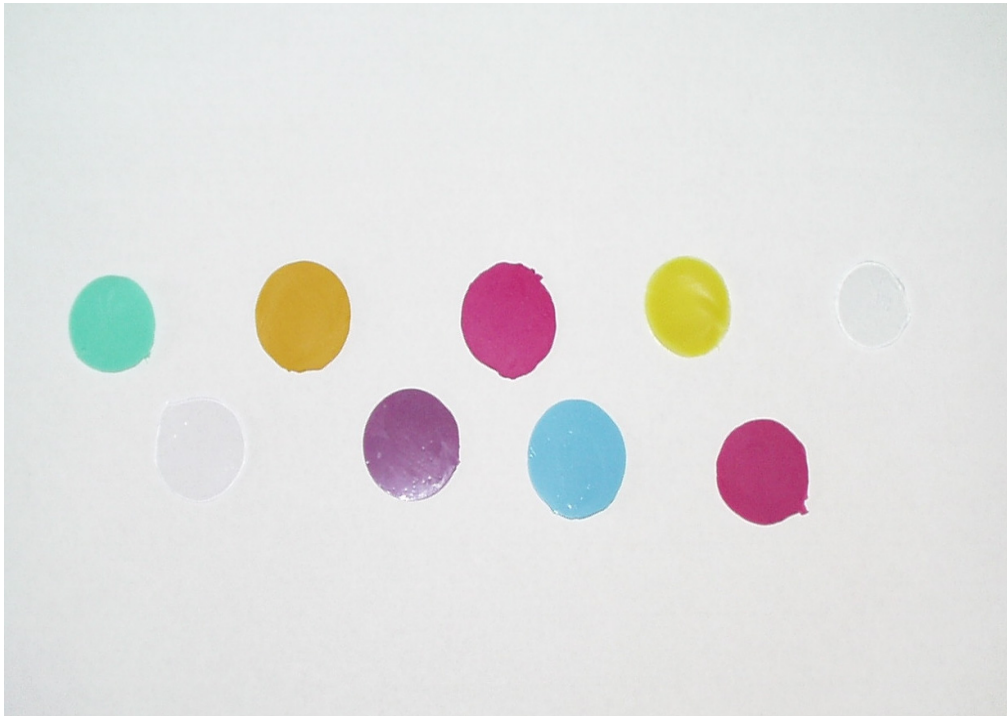


Abb.15 Prüfscheiben

In einer Tabelle in der ISO 24823 [8] sind Werte aufgeführt, die angeben, unter welcher Kategorie bzw. unter welchem Typ das jeweilige Material aufzuführen war. Dieser Prüfvorgang wurde jeweils dreimal wiederholt. Der Durchschnittswert aus sechs Messungen, gerundet auf den nächsten Millimeter, wurde angegeben.

#### **4.3.4. Versuchsserie 4**

##### **a) Untersuchungen in einem Stress-Rheometer**

Das Stress-Rheometer (*HAAKE*) ist ein Gerät, mit dem sich unter anderem die Viskosität von Abform- oder Bissregistriermaterialien bestimmen läßt. Es ist aus zwei Elementen aufgebaut. Das obere Element besteht aus einem Sensor, welcher ähnlich wie ein Stempel aufgebaut ist.

Die ebene Fußplatte am Ende des Sensors besitzt einen Durchmesser vom 20mm (*PP20; Ø20mm*). Dieser wird oben in eine Halterung mit einem Gewinde eingeschraubt, welcher später während der Messung eine festgelegte Oszillationsfrequenz und eine bestimmte Schubspannung auf den Sensor überträgt. Das untere Element ist eine Temperiereinheit (*Peltier Element Haake TC81*) und wie ein Meßteller aufgebaut. Über die dazugehörige Software kann die Temperiereinheit auf jede beliebige Temperatur zwischen 0°C und 45°C eingestellt werden.



Abb.16 Stand-by-Position

Anschließend wurde etwas von dem zu untersuchenden Material in den vorhandenen Spalt appliziert. Nach dem Applizieren fuhr der Meßteller dann in die Prüfposition.

Die Prüfposition war so gewählt, das der Spalt zwischen Sensor und Meßplatte 0,5mm betrug.

Sobald dieser Spalt angefahren war, startete die Messung. Diese wurde mit einer Oszillationsfrequenz von 0,464Hz und einer konstanten Schubspannung( $\tau$ ) von 600 Pa durchgeführt.



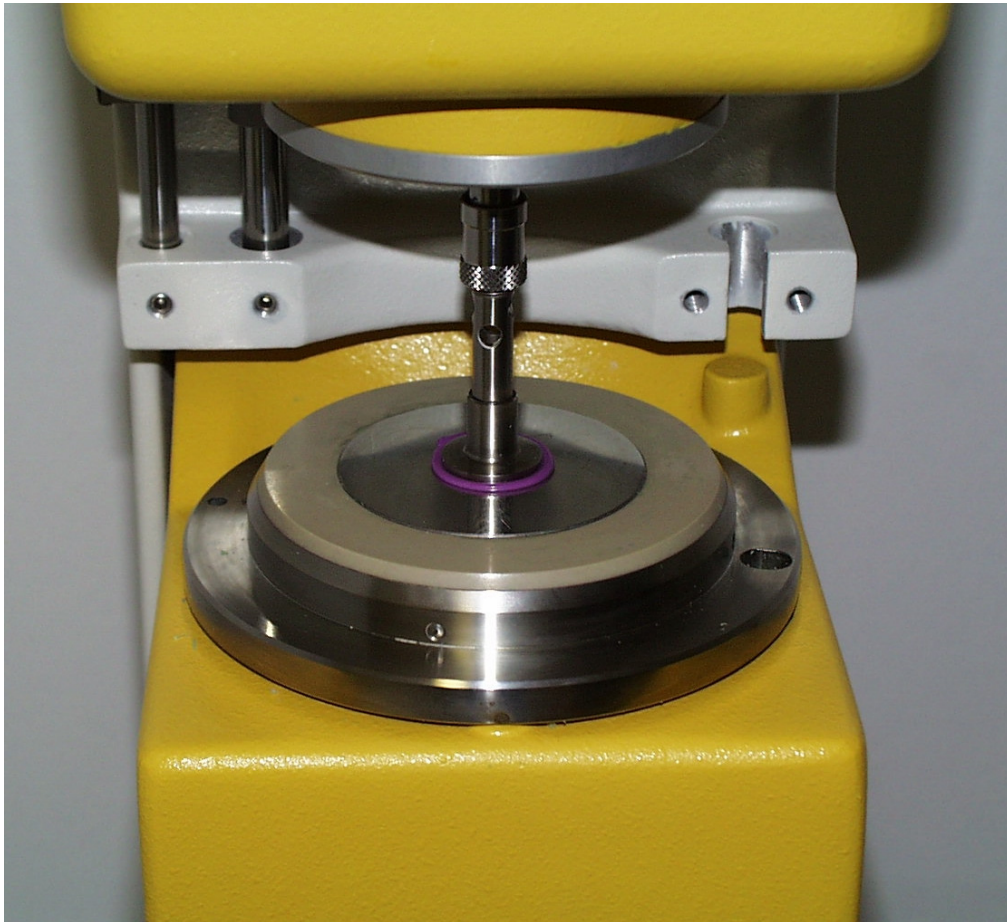


Abb.17 Prüfphase

Nachdem die Messung beendet war, fuhr der Meßteller automatisch in eine Endposition. Die erhaltenen Kurven konnten anschließend mit Hilfe der Rheo-Win-Software in einer angelegten Datei abgespeichert werden. Die Meßprogramme für die einzelnen Bissregistriermaterialien waren bereits aus einer vorangegangenen Studie vorhanden und konnten unverändert übernommen werden.

Gerätetechnisch- und softwaretechnisch bedingt, war es nicht möglich, das Zeitintervall vom Beschicken der Meßplatte bis zum Erreichen der Prüfposition kleiner als 23 Sek. zu halten.

Die Temperiereinheit wurde mit 27<sup>0</sup>C auf die Umgebungstemperatur eingestellt.

Im folgenden wird zusätzlich, zur Beschreibung der selbstdurchgeführten Versuche, die Funktionsweise der Hysteresepfung mit Hilfe der Universalprüfmaschine „Zwick“ beschrieben. Die Ergebnisse, welche in einer vorangegangenen mit dieser Versuchsanordnung ermittelt wurden, sollen im weiteren Verlauf der hier vorliegenden Untersuchung verwandt werden. Die Intention besteht darin, die Materialien der vorangegangenen Studie, welche identisch sind mit denen der aktuellen, untereinander zu vergleichen.

## **b) Untersuchungen in einer Universalprüfmaschine:**

### **Versuchsaufbau und –durchführung:**

In einer hysteresefähigen Universalprüfmaschine werden 2 ebene Druckplatten montiert. Die oberer Druckplatte muss einen Durchmesser von 30 mm (+/-1mm) aufweisen; die untere hat einen Durchmesser von mindestens 50 mm. Der Abstand der Druckplatten in Prüfposition beträgt 8 mm (+/- 0,5 mm). Zur Beschickung müssen die Druckplatten auseinander gefahren werden. Es muss jedoch gewährleistet sein, das die Prüfmaschine höchstens 10 Sekunden nach Einbringen des Materials in Prüfposition gefahren ist.

Die Maschine wird so programmiert, das sie mit bei einer Oszillationsfrequenz von 0,3 Hz um eine Strecke von 0,2 +/- 0,1 Millimeter um die Prüfposition oszilliert<sup>1</sup>. Es wird die an der Kraftmeßdose gemessene Kraft mit Hilfe eines XY-Schreibers gegen die Zeit aufgetragen. Die Zeitmessung beginnt unmittelbar nach der Applikation der zu prüfenden Masse (Die zum Zusammenfahren der Maschine erforderliche Zeitdauer ist dementsprechend als Offset zu berücksichtigen).

---

<sup>1</sup> Bei der bei uns vorhandenen Prüfmaschine Zwick 1454 werden diese Rahmenbedingungen mit dem im Anhang angegebenen Parametersatz erreicht. Bei Prüfmaschinen anderer Bauart sind die entsprechenden Parameter ggf. anzupassen.



Zur Messung wird die untere Druckplatte zentral mit ca. 6 ml des zu prüfenden Materials beschickt. Nach dem Zusammenfahren der Maschine ist zu prüfen, ob die Masse die obere Druckplatte in ihrer gesamten Zirkumferenz bedeckt. Unmittelbar nach dem Einbringen der Masse (Zeit Nullpunkt) wird die Maschine in Prüfposition gefahren und mit der Oszillation sowie der Aufzeichnung der Kraft-Zeit-Kurve (s.o.) begonnen.

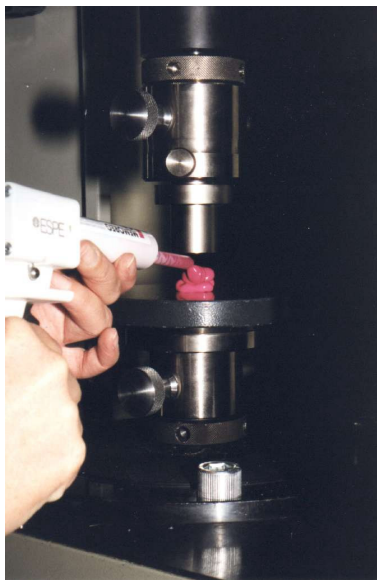


Abb.18: Zwick-UPM,  
Beschickungsposition

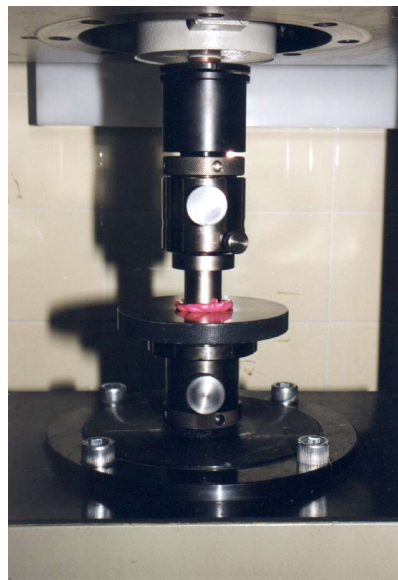


Abb.19: Zwick-UPM,  
Prüfposition

Die Messung ist beendet, wenn in einem Zeitraum von zwei Minuten keine Änderung der die Kraft-Zeitkurve umfassenden Hüllkurve mehr eintritt.

## 5. Ergebnisse

### 5.1. Darstellung der Ergebnisse

#### 5.1.1. Versuchsserie 1

Prinzipiell zeigten die Materialien in der Versuchsserie 1 in Abhängigkeit von ihrer Härte ein unterschiedliches Verhalten. Aus Gründen der Übersichtlichkeit sollen hier stellvertretend Diagramme für ein hartes und ein weiches Material aufgeführt werden. Als Beispiel für ein hartes Material ist *Memoreg*<sup>2</sup> aufgeführt, entsprechend für ein weiches Material das *Voco Registrado*.

Aus den Diagrammen, die den mittleren Gesamtfehler der Kondylenabweichung (Abb. 20 und 21) beschreiben, kann der Unterschied beider Materialien am besten beurteilt werden. Der Kurvenverlauf bei dem Material *Memoreg* vollzieht sich zunächst nahezu auf einer Linie nahe der Nulllinie, bis zu dem Zeitpunkt von 50 Sekunden. Ab diesem Moment beschreibt die Kurve einen raschen Anstieg.

Im Gegensatz dazu ist der Kurvenverlauf des *Registrado* als bogenförmig zu charakterisieren. Der Punkt des Abbindens, welcher durch den raschen Anstieg gekennzeichnet ist, ist hier nicht eindeutig zu lokalisieren, während er in der Kurve des *Memoreg* klar durch die 50 Sekunden-Marke deutlich gemacht wird.

---

<sup>2</sup> Aufgrund der hohen Verarbeitungstemperatur und der damit verbundenen sehr kurzen Abbindezeit beim *Futar D Occlusion* waren die zu beschreibenden Charakteristika bei diesem Material – trotz seiner gegenüber dem *Memoreg* höheren Härte – nicht so klar erkennbar, so daß zur Verdeutlichung der Charakteristika *Memoreg* herangezogen wurde.

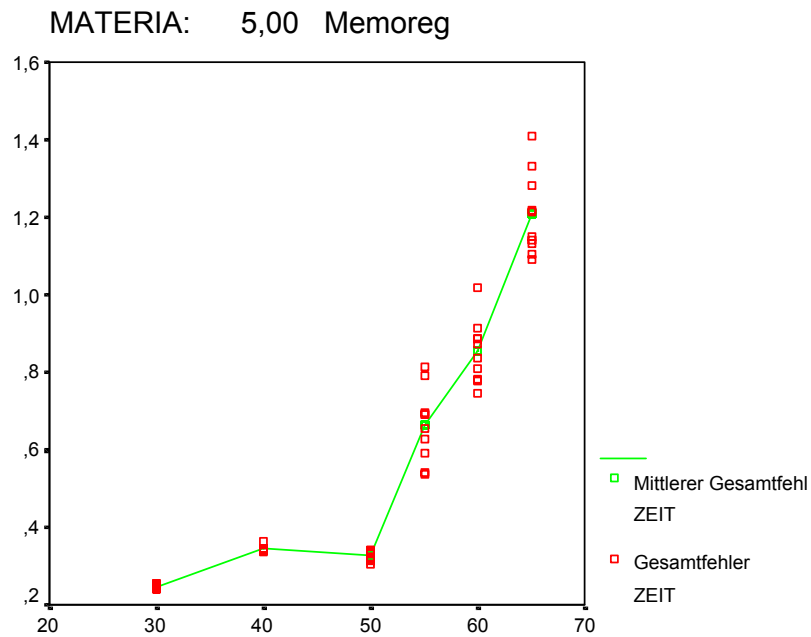


Abb.20 Mittlerer Gesamtfehler Kondylenverlagerung in Abhängigkeit von der Zeit (Memoreg)

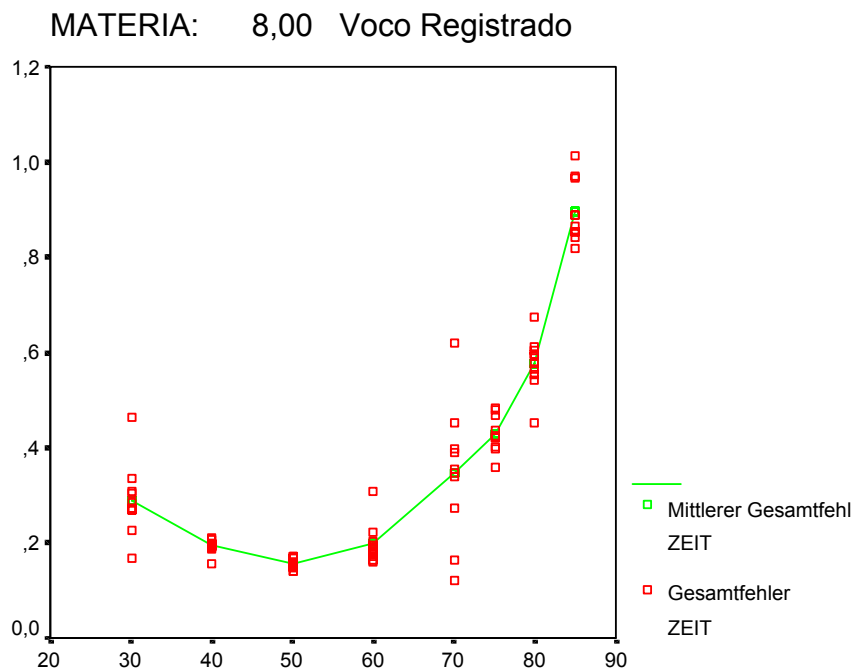


Abb.21 Mittlerer Gesamtfehler Kondylenverlagerung in Abhängigkeit von der Zeit (Registrado)

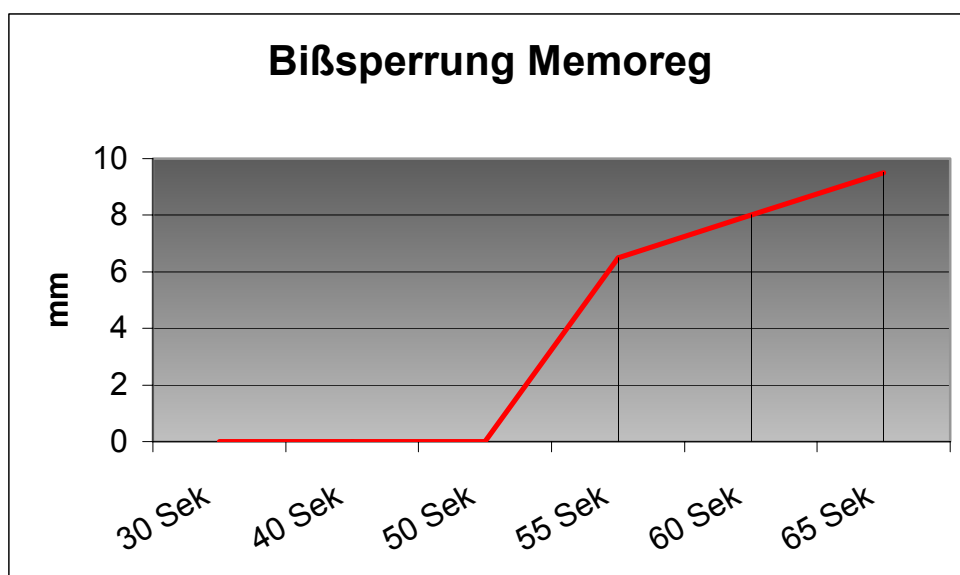


Abb.22 Diagramm – Bißsperrung **Memoreg** in Abhängigkeit von der Zeit

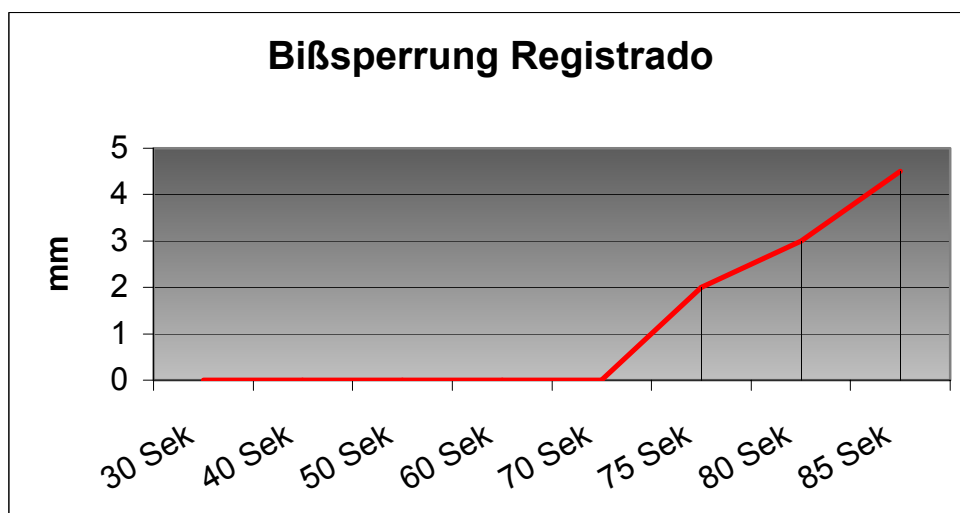


Abb.23 Diagramm – Bißsperrung **Registrado** in Abhängigkeit von der Zeit

Aus den Diagrammen, welche die Bißsperrung repräsentieren (Abb. 22 und 23) sind keine Unterschiede zwischen den Materialien zu erkennen. Bei allen geprüften Materialien ließ sich ein eindeutiger Anstieg der Bißsperrung erkennen. Die jeweils beobachteten Zeiten sind in der folgenden Tabelle aufgelistet:

<b>Material</b>	<b>Erstes Eintreten einer vertikalen Sperrung [s]</b>
Voco Registrado opak	75
Voco Registrado	75
Ramitec penta	100
Memosil	80
Futar D Occlusion Occlusion	55
Futar Occlusion	145
Dimension bite 60sec	105
3M Imprint SBR	90
Memoreg	50

Abb.24 Offset der Verarbeitungszeit, der erstmals zu einer Bissperrung führte

<b>Material</b>	<b>Anstieg des Ausmaßes der Kondylenverlagerung [s]</b>
Voco Registrado opak	80
Voco Registrado	70-80
Ramitec penta	105
Memosil	85
Futar D Occlusion Occlusion	50
Futar Occlusion	140
Dimension bite 60sec	105
3M Imprint SBR	80
Memoreg	50

Abb.25 Anstieg des Ausmaßes der Kondylenverlagerung in Abhängigkeit von der Zeit (Kondylothermographie)

Eine vollständige Auflistung der Untersuchungsergebnisse findet sich im Anhang.

### 5.1.2. Versuchsserie 2

Die folgende Tabelle 2 zeigt die Ergebnisse der Versuchsserie 2.

Die angezeigte Wegänderung der Kugel (d-Wert) wurde anhand der in der ISO 48 [6] enthaltenen Umrechnungstabelle (Verfahren L) in die entsprechenden internationalen Gummihärtegrade (IRHD) umgerechnet.

Material	D-Wert	IRHD
<i>3M Imprint SBR</i>	0,239	15,07
<i>Dimension bite 60sec</i>	0,157	25,05
<i>Futar Occlusion</i>	0,144	27,23
<i>Futar D Occlusion</i>	0,127	30,75
<i>Voco Registrado</i>	0,421	-
<i>Voco Registrado opak</i>	0,194	19,58
<i>Ramitec penta</i>	0,254	13,8
<i>Memoreg</i>	0,199	19,035
<i>Memosil</i>	0,323	-

Tab.2 Ergebnisse Kugeldruckhärteprüfung

Für die Materialien ***Memosil*** und ***Voco Registrado*** konnten keine Härtegrade gestimmt werden, da die von diesen Materialien erzeugten Eindringtiefen über dem in der Norm ISO 48 [6] zulässigen Maximum von 0,318 Millimeter lagen.

Insgesamt erwies sich das Messverfahren als ausreichend reproduzierbar, um Unterschiede zwischen den einzelnen Materialien sicher erkennen zu können. Es fällt allerdings auf, dass den außerhalb der Norm liegenden weichen Materialien ***Registrado*** und ***Memosil*** auch nur eine geringe Reproduzierbarkeit zukommt.

Die Streuung der Einzelmesswerte kann der Abb. 26 entnommen werden.

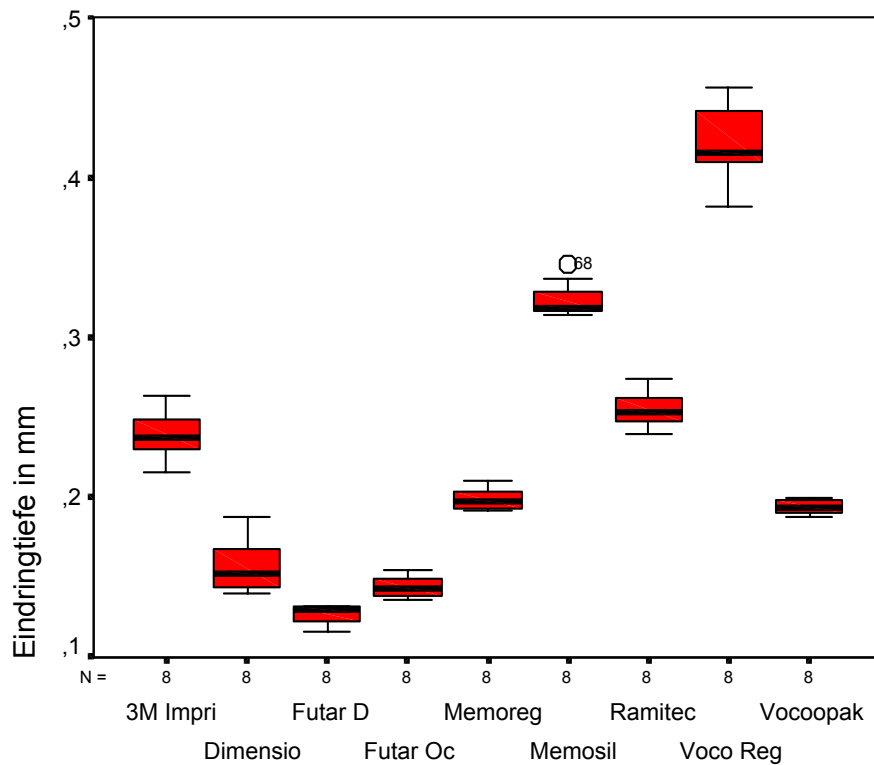


Abb.26 Eindringtiefen Kugeldruckhärtemessung [mm]

### 5.1.3. Versuchsserie 3

Die Ergebnisse der Fließfähigkeitsprüfung nach ISO 24823 [8] ergaben folgende Resultate:

**Typ 0** – sehr hohe Konsistenz – knetbar wurde keinem der getesteten Materialien zugewiesen.

**Typ 1** – hohe Konsistenz – schwerfließend: **Voco Registrado, Voco Registrado opak, Memosil, Dimension bite 60sec, 3M Imprint SBR, Memoreg und Futar D Occlusion**

**Typ 2** – mittlere Konsistenz – mittelfließend: **Futar Occlusion**

**Typ 3** – niedrige Konsistenz – leichtfließend: **Ramitec penta.**

Die folgende Tabelle 3 gibt eine Übersicht über die erhaltenen Werte.

Material	Wert1	Wert2	Wert3	Wert4	Wert5	Wert6	Mittelwert
Registrado opak	27	27	30	29	28	29	28,3
Registrado	26	26	30	29	28	28	27,8
Memosil	25	24	23	24	23	24	23,8
Futar Occlusion	33	34	35	33	35	34	34,0
Dimension bite	32	33	30	29	30	30	30,7
3M Imprint SBR	28	28	28	28	28	29	28,2
Memoreg	29	30	31	31	28	29	29,7
Futar D Occlusion	27	27	26	25	27	28	26,7
Ramitec penta	37	36	36	36	36	37	36,3

Tab. 3 Ergebnisse der Fließfähigkeitsprüfung (Scheibendurchmesser in Millimeter). Die Werte 1-2, 3-4 und 5-6 geben jeweils die Werte an, die im rechten Winkel zueinander stehen.

Da die Vorgabe der EN 24823 [8] jedoch sehr großzügig ausgelegt ist, was die Zuordnung eines Materials zum Typ 1 betrifft (Die Norm besagt, das bis zu einem Durchmesser von 32mm, ermittelt aus zwei Durchmessern, welche im rechten Winkel zueinander stehen, der Prüfkörper noch unter die Klassifikation des Typs 1 fällt), relativiert dies die eingangs dargestellten Ergebnisse. Wie aus Tab. 3 ersichtlich, existieren sehr wohl teilweise erhebliche Unterschiede zwischen den dem Typ 1 zuzurechnenden Massen. So ist etwa ein Unterschied von knapp 7 mm zwischen **Memosil** und **Dimension bite** zu beobachten, dem sehr wohl eine erhebliche Bedeutung beizumessen ist.



<b>Material</b>	Wert1	Wert2	Wert3	Wert4	Wert5	Wert6	<b>Mittelwert</b>
Futar Occlusion	27	27	24	25	26	25	25,7
Memosil	23	22	23	22	22	23	22,5
Ramitec penta	27	26	27	27	26	26	26,5

Tab. 3a Ergebnisse der Fließfähigkeitsprüfung (Scheibendurchmesser in Millimeter); Modifikation nach DIN 24823 [8]. Die Werte 1-2, 3-4 und 5-6 geben jeweils die Werte an, die im rechten Winkel zueinander stehen.

#### 5.1.4. Versuchsserie 4

Zur Analyse der Vergleichbarkeit der in dieser Untersuchung verwendeten Chargen und den von Nave [23] geprüften Materialchargen wurden mit jedem Material drei Abbindezyklen im RS-80 Rheometer gefahren. Aus den Kurven wurde der Mittelwert der Zeit (einschl. Offset) bestimmt, an dem die komplexe Viskosität 90% ihres Maximalwertes erreicht hat (90 %-Wert + Offset). Die erhaltenen Daten sind in Tab. 5 protokolliert. Zum Vergleich sind in Tab. 4 die von Nave ( Abb. 23a) nach dem gleichen Verfahren ermittelten Werte aufgelistet.

<b>Material</b>	<b>90% + Offset (Nave) [s]</b>
Voco Registrado opak	300-400
Voco Registrado	390
Ramitec penta	350-400
Memosil	430-730
Futar D Occlusion Occlusion	140
Futar Occlusion	240-260
Dimension bite 60sec	260-300
3M Imprint SBR	85
Memoreg	170-215

Tab.4 Ergebnisse Rheologie (Nave)

<b>Material</b>	<b>90% + Offset (Meintrup) [s]</b>
Voco Registrado opak	339-390
Voco Registrado	308-354
Ramitec penta	361-371
Memosil	510-543
Futar D Occlusion	158-170
Futar Occlusion	222-245
Dimension bite 60sec	265-271
3M Imprint SBR	97-102
Memoreg	159-175

Tab.5 Ergebnisse Rheologie (Meintrup)

Zwei der untersuchten Materialien, das **Voco Registrado** und das **Futar D Occlusion**, konnten aber nicht zur Auswertung der Daten herangezogen werden.

Aufgrund dieser, besonders auf Bissregistriermaterialien, enormen Zeitunterschiede in der Abbindung, sind keine Vergleichsmöglichkeiten der Messwertkurven untereinander mehr gegeben.

Insgesamt war eine weitgehende Übereinstimmung der Chargen festzustellen, lediglich für die Materialien **Registrado** und **Futar D Occlusion** kann eine Vergleichbarkeit nicht angenommen werden. Selbst nach Durchführung einer kompletten Messreihe von je 10 Meßvorgängen wiesen sie erhebliche Abweichungen in ihrem 90%-Wert gegenüber den Zeiten der vorangegangenen Studie auf. **Futar D Occlusion** erreichte den 90 %-Wert im Mittel 25 Sek. später als in der vorangegangenen Untersuchung; beim **Registrado** waren es sogar 40 Sekunden. Für diese Materialien wurden neue Daten (Rheometer) ermittelt.

## **5.2. Beziehung zwischen den dynamischen Messungen des Abbindeverhaltens (Rheometer – Oszillation) und dem klinisch relevanten Fehler (Kondylenverlagerung – Bissperrung)**

Zur Bewertung der klinischen Relevanz der durch Rheometer bzw. Oszillationsversuch (Prüfmaschine) ermittelten Daten wurden die in den Abb. 24 und 25 tabellierten Zeiten zu den von Nave ermittelten (bzw. neu ermittelten Ergebnisse, vgl. Serie 4) korreliert. Dazu wurde die Zeit, bei der erstmals eine Bissperrung auftrat bzw. eine Vergrößerung der zu erwartenden Kondylenverlagerung zu beobachten war mit den von Nave ermittelten bzw. neu bestimmten (**Futar D**

Occlusion) Zeitwerten für den 5, 10 und 50% Zeitpunkt der Messkurven der komplexen Viskosität, des elastischen Modulus sowie der Oszillation ermittelt. Dabei wurde der von Nave angegebene Mittelwert jeweils als 100 % gesetzt. Damit bedeuten Werte < 100 %, daß der klinisch messbare Fehler bereits vor dem Referenzzeitpunkt eintritt und Werte > 100 Prozent dementsprechend das Gegenteil. Eine exakte Übereinstimmung zwischen beiden Werte wird durch einen Ergebniswert von 100 dargestellt.

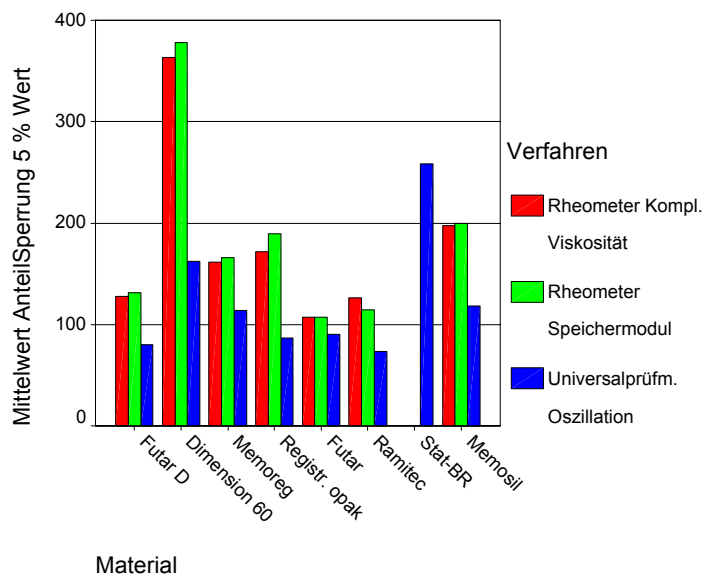


Abb.27 a) Zeitpunkt des Eintretens der Bissperrung bezogen auf den 5 %-Wert der Messkurven von Nave

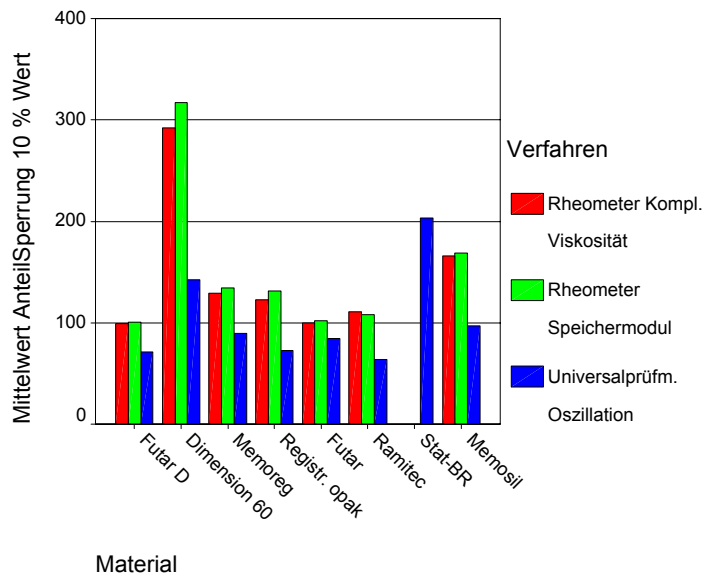


Abb.27 b) Zeitpunkt des Eintretens der Bissperrung bezogen auf den 10 %-Wert der Messkurven von Nave

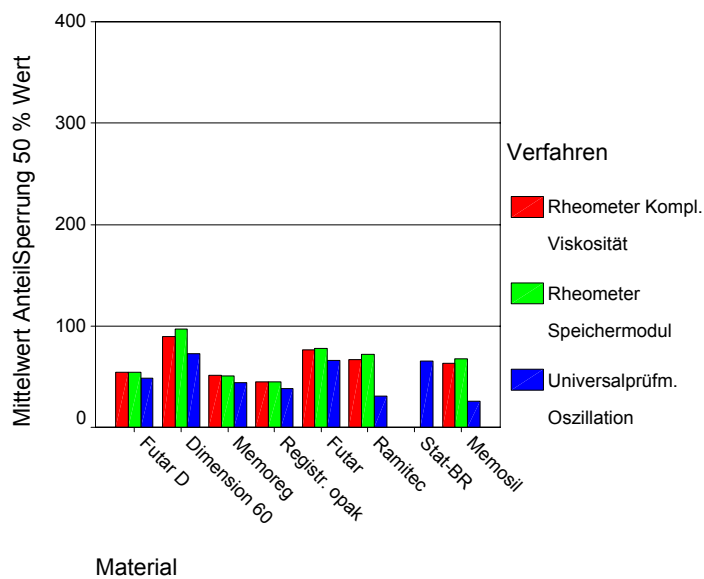


Abb.27 c) Zeitpunkt des Eintretens der Bissperrung bezogen auf den 50 %-Wert der Messkurven von Nave

Die Abb.27 a – c stellen die entsprechenden Werte für die Zeitpunkte dar, bei denen eine Zunahme der Kondylenverlagerung zu verzeichnen war.

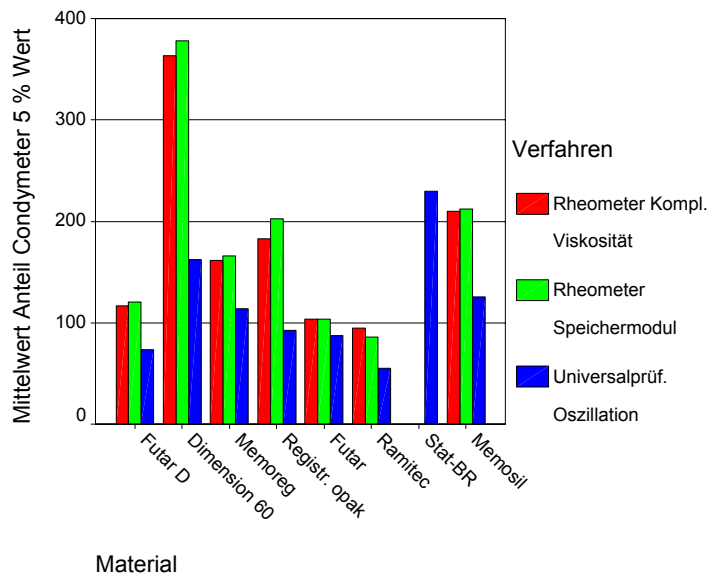


Abb.28 a) Zeitpunkt der Zunahme der Kondylenverlagerung bezogen auf den 5 %-Wert der Messkurven von Nave

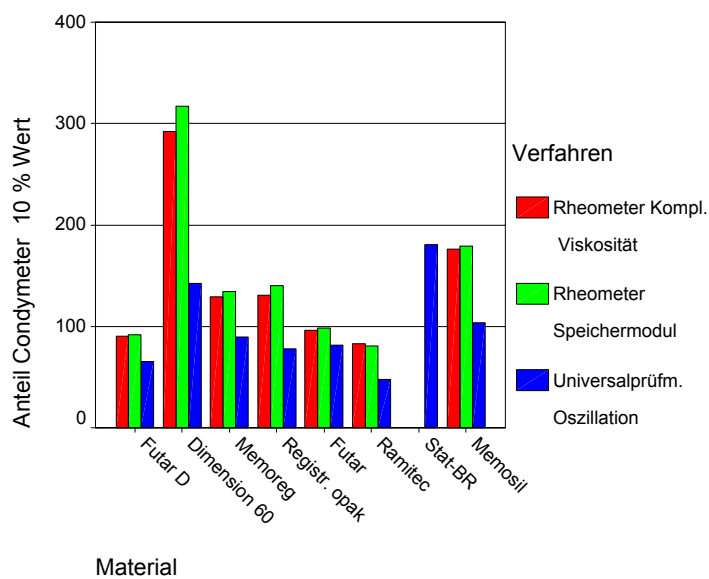


Abb.28 b) Zeitpunkt der Zunahme der Kondylenverlagerung bezogen auf den 10 %-Wert der Messkurven von Nave

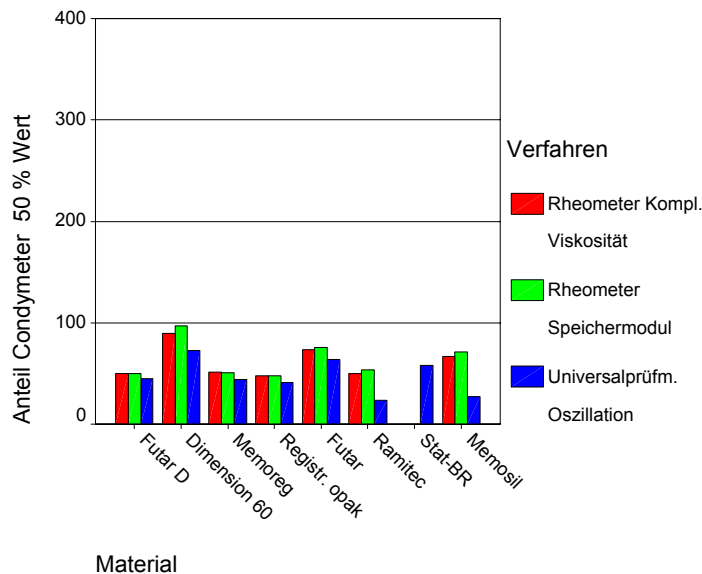


Abb.28 c) Zeitpunkt der Zunahme der Kondylenverlagerung bezogen auf den 50 %-Wert der Messkurven von *Nave*

Aus den Ergebnissen ist klar ersichtlich, dass bei der Verwendung des Rheometers der Vernetzungsbeginn in jedem Fall schon zu einem Zeitpunkt erkennbar ist, wo die eingetretene Vernetzung klinisch noch nicht von Relevanz ist. Dies ist beim Einsatz der Universalprüfmaschine und einer Oszillationsmessung jedoch nicht der Fall. Hier ist beim Erreichen des 5 % Wertes der Messkurve bereits mit einer klinisch relevanten Vernetzung zu rechnen. Zu Beachten ist in jedem Fall aber die über die Gesamtheit der Materialien betrachtete große Streuung der Messwerte.

## **6. Diskussion**

Ziel der vorliegenden Untersuchung ist es Messverfahren und Untersuchungsmöglichkeiten aufzuzeigen, mit welchen das Abbindverhalten ebenso wie das klinische Verhalten von Bissregistriermaterialien untersucht werden kann. Da diese Möglichkeiten bereits in ausreichendem Maße zur Verfügung stehen, steht außer Frage. Deshalb ist es das Bestreben dieser Studie, Möglichkeiten aufzuzeigen, die auch ohne großen labortechnischen Aufwand durchgeführt werden können und ebenfalls zu aussagekräftigen und klinisch verwertbaren Ergebnissen gelangen.

Es wurden dem gegenüber natürlich auch Laboruntersuchungen durchgeführt und auf ihre Aussagefähigkeit in bezug auf die gestellte Problematik untersucht.

Diese Möglichkeiten und Verfahren sollen anschließend in einer DIN-Norm zur Verarbeitung von Bissregistriermaterialien aufgenommen und diskutiert werden.

### **6.1. Versuchsserie 1**

Die vorliegenden Diagramme, welche die Kondylenverlagerung der einzelnen Bißregistrare als Gesamtfehler wiedergeben, entsprechen nicht dem erwarteten Ergebnis. Zu erwarten gewesen wäre ein Ergebnis, welches dargestellt hätte, dass die Materialien mit der höheren Endhärte einen geringeren Gesamtfehler aufgewiesen hätten.

Dem liegt die Erklärung zugrunde, dass Materialien mit einer hohen Endhärte eine geringere Deformierbarkeit aufweisen als solche, deren Endhärte um ein Mehrfaches niedriger anzusiedeln ist. Damit wären bei den härteren Bissregistriermaterialien eher starre als elastische Tendenzen in ihrem Verhalten erkennen.

Dieser Umstand ist bei der späteren Zusammensetzung der Modelle in zahntechnischen Labor von großer Bedeutung, da dieser Umstand bedingen würde, dass die Möglichkeit des Federns bei der Zusammensetzung und anschließenden Einartikulation der Modelle sehr gering wäre.

Es stellt sich bei diesen Ergebnissen nun derart dar, dass einige Materialien, die aufgrund der Kugeldruckhärtemessung als weich eingestuft wurden, geringere



Gesamtfehler aufweisen als solche Materialien, deren Endhärte mit hoch bezeichnet wurde.

Somit ist kann dem Umstand, ob ein Bissregistriermaterial eine harte oder eine weiche Konsistenz besitzt, in bezug auf dessen Auswirkung auf die Kondylenposition keine so große Bedeutung beigemessen werden. Die Behauptung, dass härtere Materialien eine geringere Kondylenauslenkung bewirken kann so nicht aufrecht erhalten werden.

Aufgrund des dargestellten mittleren Gesamtfehlers in den Diagrammen ist aber zu beobachten, dass die Kondylenverlagerung bei den weicheren Materialien ( *Memosil*, *Voco Registrado*) einer größeren Schwankung unterliegt, als dieses bei den härteren Materialien der Fall ist (*3M Imprint SBR*, *Memoreg*).

Diese vorliegenden Diagramme führen deutlich den Beweis an, dass selbst Bissregistriermaterialien mit großer Endhärte eine Kondylenverlagerung bewirken. Dies bedingt einen Übertragungsfehler der Gebissituation des Patienten auf die Modelle im zahntechnischen Labor bei jedem Einsatz eines Bissregistriermaterials.

Es ist allen dargestellten Kurven zu entnehmen, dass die geringste Fehlerquote dann erreicht wird, wenn direkt nach der Applikation des Materials das Registrat durchgeführt wird. Je größer das Zeitintervall zwischen Applikation der Masse und dem Registriervorgang ist, desto höher ist der daraus entstehende Fehler bzw. je größer ist die Kondylenverlagerung.

Die Diagramme, deren Kurven die Bissperrung der einzelnen Bißregistrare der verschiedenen Materialien wiedergeben, lassen hingegen über die Fehlerquoten zu den verschiedenen Zeitpunkten keine genauen Aussagen zu. Ihnen ist nur eindeutig der Zeitpunkt zu entnehmen, zu denen kein Schluss der Zahnreihen mehr möglich ist.

Bis auf wenige Fälle sind aber die Zeiten, zu welchen eine extreme Kondylenverlagerung eintritt und bei welchen eine Bissperrung der Registrare zu beobachten ist, in Übereinstimmung zu bringen.

Damit kann zunächst die Schlussfolgerung gezogen werden, dass die Messung der Bissperrung ein einfaches und ausreichendes Messverfahren ist, um den Zeitpunkt zu ermitteln, der eine nicht akzeptable Fehlerquote bei den Bißregistraten darstellt.

Mit der Darstellung des Vernetzungsgrades ist die Möglichkeit gegeben, mit Hilfe physikalisch-technischer Daten Angaben über das Verhalten eines Bissregistriermaterials zu unterschiedlichen Zeitpunkten zu machen.

Aufgrund des Umstandes, dass das Haake-Rheometer viele Materialeigenschaften wie Viskosität, Elastizität, etc. bei der Messung mit aufzeichnet, kann anhand der Grafen zu den unterschiedlichsten Zeitpunkten Auskunft über den Zustand der Bissregistriermaterial gemacht werden.

Mit Blick auf die zu entwerfende DIN-Norm für Bissregistriermaterialien wäre der Versuchsaufbau zur Messung der Kondylenverlagerung, hervorgerufen durch die Bißregistratur, ein außerordentlich gutes Verfahren. Dies deshalb, weil gerade dieser Versuchsaufbau einen direkten Bezug zum klinischen Umgang mit Bissregistriermaterialien darstellt. Des Weiteren zeigen die aufgeführten Grafen eindrucksvoll die Folgen und Konsequenzen auf, die sich bei einem immer größer werdenden Zeitintervall zwischen Applikation und Zahnreihenschluss ergeben. Dadurch aber, dass für diesen Versuchsaufbau spezielle Geräte (Kondylometer) und die dazugehörige Software zur Verfügung stehen müssen und der technische Aufwand zur Durchführung sehr hoch ist, erscheint dieses Verfahren als nicht geeignet, um in einen DIN-Normentwurf aufgenommen zu werden.

Im Gegensatz dazu steht das Verfahren zur Messung der Bissperrung.

Bis hin zum Zeitpunkt eines massiven Anstiegs der Bissperrung läuft der Graf in Höhe der Nulllinie. Es sind über den gesamten Zeitraum bis zu diesem Zeitpunkt weder Anstiege noch Absenkungen in den Kurven erhalten, so dass keine Schlussfolgerung über die Fehlerquote gezogen werden kann, die zum jeweiligen Messpunkt durch das Registrat entstehen würde. Die Tatsache jedoch, dass sich die Anstiege der Kurven bei der Bißperrung größtenteils zeitlich mit denen der Kondylenverlagerung decken, oder ein maximaler Zeitunterschied von 5 Sek. zu beobachten ist, lässt das Messverfahren der Bissperrung doch als ausreichend erscheinen. Es besitzt ebenfalls einen klinischen Bezug, ist aber mit weit weniger technischem Aufwand durchzuführen und liefert gleichwertige Ergebnisse wie die Messung der Kondylenverlagerung.

## **6.2. Versuchsserie 2**

Die Kugeldruckhärteprüfung ist in verschiedener Hinsicht eine sehr gute Alternative zu den ebenfalls in dieser Studie durchgeführten Verfahren, weshalb es ihre Aufnahme in die vorgesehene DIN-Norm für Bissregistriermaterialien durchaus sinnvoll erscheinen lässt.

Ein sehr wichtiges Kriterium zur Aufnahme ist ihre unkomplizierte Durchführbarkeit. Der Versuchsaufbau ist mit wenig technischem Aufwand zu realisieren und die gelieferten Ergebnisse weisen eine sehr gute Reproduzierbarkeit auf.

Die Reproduzierbarkeit von Messungen und Ergebnissen ist eine unabdingbare Konstante bei Prüfungen, welche in einer DIN-Norm verankert sein müssen. Als ein wichtiges Kriterium in diesem Versuchsaufbau sind aber die Ergebnisse zu bewerten, die mit einem minimalen technischem Aufwand ein Maximum an Aussagekraft über das Verhalten von Bissregistriermaterialien und ihre Anwendung liefern.

Dieses bestätigt ebenfalls ein Vergleich der Tabelle 2 mit den erhaltenen Diagrammen der Kondylenverlagerung aus der Versuchsserie 1.

Materialien, welche in der Tabelle 2 einen hohen IRHD-Wert bzw. einen niedrigeren D-Wert aufweisen, zeigen in den Diagrammen einen anderen Verlauf in ihrer Kurve als Materialien, die einen niedrigen IRHD-Wert bzw. einen hohen D-Wert aufweisen.

Aufgrund dieser Ergebnisse und Vergleiche lassen die Werte in der Tabelle 2 eine Aussage über die zu erwartende Übertragungsgenauigkeit der einzelnen Bissregistriermaterialien unter klinischen Bedingungen zu.

### **6.3. Versuchsserie 3**

Bei dieser Versuchsreihe stand die Frage im Vordergrund, ob das Fließverhalten der einzelnen Bissregistriermaterialien Rückschlüsse auf das klinische Verhalten erlaubt und ob die daraus gewonnenen Erkenntnisse eine Aufnahme dieser Untersuchungsmethode in eine DIN-Norm ermöglichen.

Dazu war als erstes die Aufteilung der untersuchten Materialien in unterschiedliche Typengruppen notwendig. Diese wurden nach ihrer Konsistenz unterschieden.

Die Ergebnisse aber beweisen, dass die Parameterbreite der EN 24823 [8], nach denen die Typen unterschieden wurden, als zu breit gewählt wurde. Unter dem Typ 1 befinden sich 6 der 9 untersuchten Materialien. Es ist aber bei den entstandenen Prüfkörpern eine Differenz in den Mittelwerten der Durchmesser von 7mm zu verzeichnen. Durch diese große Diskrepanz der Ergebnisse innerhalb eines Typs ist dieses Verfahren ungeeignet, um zuverlässige Aussagen über das klinische Verhalten von Bissregistriermaterialien zu machen.

#### 6.4. Versuchsreihe 4

Mit der Durchführung dieser Versuchsreihe wurden zwei Ziele verfolgt.

Das eine war, eine sichere Gewährleistung zu erhalten, dass die in dieser vorliegenden Studie verwendeten Bissregistriermaterialien in ihren materialtechnischen Eigenschaften mit denen in einer vorausgegangenen Studie verwendeten Bissregistriermaterialien übereinstimmen [32]. Da es keine neuen Versuche mit der Universalprüfmaschine (*Zwick, Ulm*) gab, wurden die aus einer vorangegangenen Studie bereits existierenden Kurven herangezogen und dem Zweck der hier durchgeführten Untersuchung neu ausgewertet.

Die durchgeführten Rheometer-Versuche dienten primär dem Zweck bereits bestehende Auswertungen zu bestätigen und massive Abweichungen zu diesen auszuschließen. Die hier durchgeführten Rheometerversuche dienten ausschließlich dem Zweck, bestehende Ergebnisse zu untermauern und dadurch ihre weitere Verwertbarkeit zu bestätigen.

Das zweite Ziel bestand darin, mit diesen Untersuchungen geeignete Verfahren für DIN-Norm für Bissregistriermaterialien evaluieren zu können.

Es muss zuerst einmal darauf verwiesen werden, dass die erzielten Ergebnisse der Prüfeinrichtungen (Universalprüfmaschine, Haake-Rheometer) unterschiedlichen physikalischen Parametern entsprechen.

Am Rheometer wurden **direkt** die elastischen bzw. die viskösen Eigenschaften der Bissregistriermaterialien bestimmt, wohingegen dieses bei der Universalprüfmaschine nur **indirekt** geschah. An dieser Prüfeinrichtung wurde nur die Änderung der Kraft gemessen, die aufgebracht werden musste, um während des Abbindvorgangs noch den Messteller im zu prüfenden Material oszillieren zu lassen.

Aufgrund der schon oben angeführten Unterschiede in den Ergebnissen ist es notwendig, sich die ebenfalls ein wenig genauer zu betrachten.

Das Rheometer ist von beiden Geräten die sensiblere Prüfvorrichtung. Sie zeichnet sehr genau den Abbindvorgang in den Kurven nach, der sich nach dem Aufbringen der Bissregistriermaterialien auf die Messvorrichtung vollzieht. Diese exakten Ergebnisse lässt hingegen die Messwertkurve der Universalprüfmaschine vermissen. Demgegenüber stehen aber die Kurvenergebnisse, welche das Rheometer zum Ende des Prüfvorgangs liefert. Hier verlieren sich signifikant wichtige Unterschiede der einzelnen Materialien, welche noch zu Beginn sehr detailliert angezeigt wurden. Es ist somit die Frage zu untersuchen, ob diese Dinge auf gerätspezifische Details oder umgebende Einflüsse zurückzuführen sind.

Die Temperatur spielt im Bereich der Bißregistrat eine nicht unerhebliche Rolle. Somit ist das Abbindverhalten von Bissregistriermaterialien bei höheren Temperaturen schneller und bei niedrigeren Temperaturen langsamer. Das Rheometer ist im Besitz einer Temperiereinheit, so dass während des gesamten Messvorgangs eine konstante Temperatur gehalten werden konnte und die Ergebnisse der einzelnen Materialien untereinander sehr gut vergleichbar waren.

Diese Voraussetzung ist bei der Universalprüfmaschine nicht gegeben. Hinzu kommt, dass die Raumtemperatur des Maschinenraums bei 26°C und dem, hinsichtlich der Messergebnisse, insbesondere bei der UPM eine nicht unerhebliche Bedeutung zukommt. Infolge einer Temperaturschwankung während zwei unterschiedlicher Messungen ist es somit möglich, unterschiedliche und nicht miteinander vergleichbare Messwerte zu erhalten.

Aufgrund der eigentlichen Bestimmung des Rheometers, die Viskosität von Flüssigkeiten zu bestimmen, sind die messtechnischen Randbedingungen des Gerätes nach Abbinden des Elastomers nicht mehr gegeben, und infolge dessen werden die 90% und die 95%-Werte zu niedrig angegeben. Auf der anderen Seite ist aber die Empfindlichkeit der Universalprüfmaschine nicht ausreichend, um die initialen Vernetzungsreaktionen der Materialien zu erfassen und grafisch darzustellen, was den Grund für den späteren Anstieg der Kurven im Vergleich zu den Rheometerkurven darstellt.

Wie bereits oben angesprochen, war das Ziel dieser Untersuchung, ein Verfahren ausfindig zu machen, welches einen klinischen Bezug zur Problemstellung darstellt. Unter diesen Gesichtspunkten ist der Universalprüfmaschine klar der Vorzug zu geben. Sie gibt die Bedingungen, wie sie in der in der Mundhöhle herrschen, am besten wieder. Es muss gewährleistet sein, dass sich die Bissregistriermasse beim Schluss der Zahnreihen ausschließlich *plastisch* verformt, um zu verhindern, dass endogene Spannungen das abgebundene Bißregistrat verändern. Infolgedessen darf sich das Bißregistrat bei der Entnahme aus der Mundhöhle auch nur *elastisch* verformen. Dieser geforderte Sachverhalt lässt sich aus den Kurven des UPM deutlich ableiten.

Solange das Eintauchen der Druckplatte in die unabgebundene Masse zu keiner messbaren Kraftänderung führt (kein Anstieg der Kurve), kann angenommen werden, dass auch ein Eintauchen der Zähne in das Material nicht zu elastischen Deformationen führen würde [32].

Das Haake-Rheometer ist die Prüfeinheit, welche die genaueren und exakteren Ergebnisse liefert. Sie erlaubt zudem den genauen Übergang von der plastischen in die elastische Phase der Materialien zu verfolgen. Es bleibt aber letztlich doch zu fragen, ob es sich als sinnvoll erweisen würde, dieses Gerät in die DIN-Norm aufzunehmen, nicht nur aufgrund des extrem hohen Preises, sondern seiner ebenfalls schlechten Affinität zu Festkörpern.

Die Prüfmaschine hingegen ist ein universell einsetzbares Meßsystem, welches bereits in zahlreichen Normen vertreten ist, und deshalb sinnvoller anzuschaffen ist. Es bietet zahlreiche interessante Aspekte, die es prinzipiell als echte Alternative zur Bestimmung relevanter Kenngrößen von Elastomeren geeignet erscheinen lässt [32].

## 7. Zusammenfassung

Die Ergebnisse zeigen in aller Deutlichkeit, daß die Bestimmung klinisch so relevanter Größen wie der Gesamtverarbeitungs- und Abbindezeit als auch der Standfestigkeit eines Bissregistrierungsmaterials auf erhebliche Schwierigkeiten stößt, wenn es darum geht, Verfahren zu definieren, die in einer Norm Anwendung finden könnten. Dabei sind es Fragen der Praktikabilität der Durchführung eines Versuches, seiner Reproduzierbarkeit bzw. seiner klinischen Relevanz. Es erscheint daher ratsam, auf differenzierte Versuchsaufbauten zu verzichten und vielmehr **extrem** einfache Aufbauten zu wählen, um das gewünschte Ziel zu erreichen. Zusammengefasst lassen sich die Ergebnisse der einzelnen Versuchsserien wie folgt beschreiben:

- Im Rahmen der Kondymetermessung ließ sich – gut korreliert - ein Ansteigen der beim Einartikulieren eines Modells mit einem spezifischen Registrat zu erwartenden Kondylenverlagerung und ein Anstieg der Bissperrung in Abhängigkeit von der Verarbeitungszeit erkennen. Allerdings war eine Korrelation dieser klinisch außerordentlich relevanten Werte mit den Ergebnissen der rheometrischen bzw. oszillometrischen Bestimmung der Verarbeitungszeit nicht möglich.
- Die Kugeldruckhärtemessung erwies sich – bei korrekter Durchführung – als ein einfach handhabbares und im Sinne der Normung sinnvolles Verfahren zur Charakterisierung von Bissregistrierungsmassen.
- Die von *Zech* und *Reusch* für Abformmaterialien angegebene Prüfungsapparatur eignet sich nicht für Bissregistrierungsmassen. Möglicherweise kann eine modifizierte Prüfung der Standfestigkeit nach DIN 24823 zum Erfolg führen.
- Rheometrisch am *Haake RS 80* ermittelte Verarbeitungszeiten zeigen zumindest bei Verwendung des gleichen Gerätes weitgehend Untersucher unabhängig.



## 8. Literatur

1. *Balthazar-Hart, Y.; Sandrik, J.L.; Malone, W.F.P.; Mazur, B.; Hart, T.*  
Accuray and dimensional stability of four interocclusal recording materials  
J Prosthet Dent 45 (1981) 586-591
2. *Berman, M.H.*  
Accurate interocclusal records  
J Prosthet Dent 10 (1960) 620-630
3. *Breeding, L.C.; Dixon, D.L.*  
Compression resistance of four interocclusal recording materials  
J Prosthet Dent 68 (1992) 876-878
4. *Breeding, L.C.; Dixon, D.L.; Kinderknecht, K.E.*  
Accuray of three interocclusal recording materials used to mount a working cast  
J Prosthet Dent 71 (1994) 265-270
5. *Cohn, L.A.*  
Two techniques of interocclusal records  
J Prosthet Dent 13 (1963) 439-443
6. *Deutsche Norm (Entwurf vom Februar 1998)*  
Elastomere und Thermoplastische Elastomere – Bestimmung der Härte (Härte zwischen 10 IRHD und 100 IRHD), DIN ISO 48 (1994)
7. *Eeckman, J.; De Boever, J.A.*  
Clinical accuray of functionally generated interocclusal registration waxes  
J Prosthet Dent 60 (1988) 549-552
8. *Europäische Norm( Entwurf Dezember 1993)*  
Zahnärztliche elastomere Abformmassen, EN ISO 24823 (ISO 4823 bis 1992)
9. *Fattore, L.; Malone, W.F.; Sandrik, J.L.; Mazur, B.; Hart, T.*  
Clinical evaluation of the accuray of interocclusal recording materials  
J Prosthet Dent 51 (1984) 152-157
10. *Koeck, B.*  
Kronen- und Brückenprothetik  
Urban & Fischer 1999, PDZ Reihe Band 5

11. *Lassila, V.; McCabe, J.F.*  
Properties of interocclusal recording materials  
J Prosthet Dent 53 (1985) 100-104
12. *Lassila, V.*  
Comparison of five interocclusal recording materials  
J Prosthet Dent 55 (1986) 215-218
13. *Marxkors, Meiners*  
Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde  
Hanser-Verlag 1993
14. *Millstein, P.L.; Clark, R.E.; Kronman, J.H.*  
Determination of the accuracy of wax interocclusal registrations. Part II  
J Prosthet Dent 29 (1973) 40-45
15. *Millstein, P.L.; Clark, R.E.; Myerson, R.L.*  
Differential accuracy of silicone-body interocclusal records and associated weight loss due to volatiles  
J Prosthet Dent 33 (1975) 649-654
16. *Millstein, P.L.; Clark, R.E.*  
Differential accuracy of silicone-body and self-curing resin interocclusal records and associated weight loss  
J Prosthet Dent 46 (1981) 380-384
17. *Millstein, P.L.; Clark, R.E.*  
Determination of the accuracy of laminated wax interocclusal wafers  
J Prosthet Dent 50 (1983) 327-331
18. *Millstein, P.L.*  
Accuracy of laminated wax interocclusal wafers  
J Prosthet Dent 54 (1985) 574-577
19. *Millstein, P.L.; Hsu, C.C.*  
Differential accuracy of elastomeric recording materials and associated weight change  
J Prosthet Dent 71 (1994) 400-403

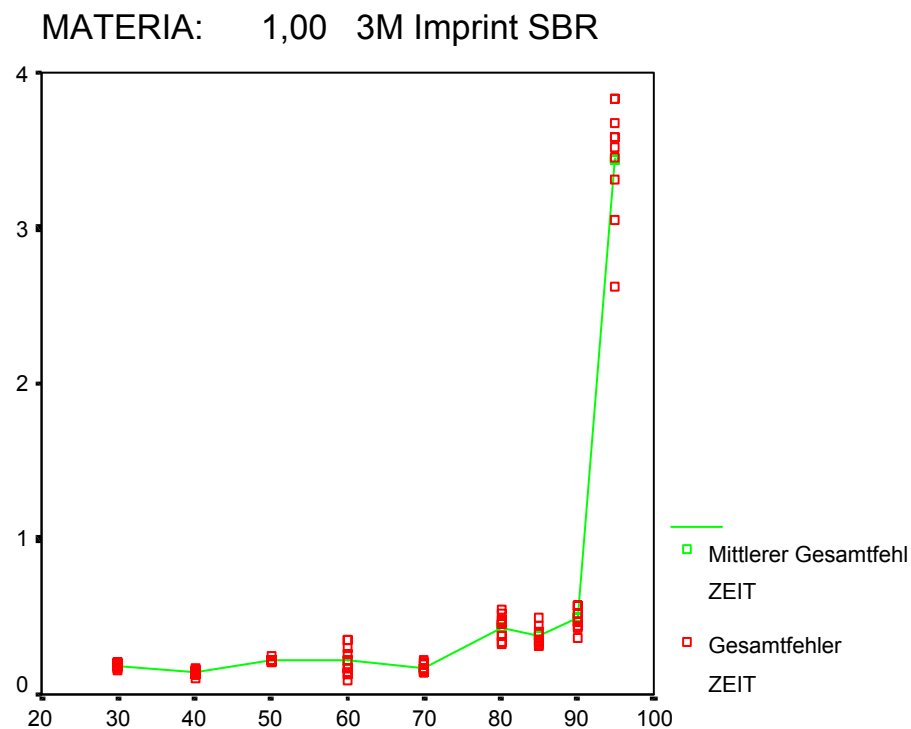
20. *Müller, J.; Götz, G.; Kraft, E.*  
Werkstoffkundliche Untersuchungen zur dreidimensionalen Veränderung der Kieferrelation durch verschiedene Registriermaterialien  
Dtsch Zahnärztl Z 43 (1988) 1112-1115
21. *Mullick, S.C.; Stackhouse, J.A.; Gordon, R.V.*  
A study of interocclusal record materials  
J Prosthet Dent 43 (1981) 304-307
22. *Myers, M.L.*  
Centric relation records – Historical review  
J Prosthet Dent 47 (1982) 141-145
23. *Nave, Th.*  
Untersuchungen zur Normung von Bissregistrierungsmaterialien  
Med Diss Gießen 2000
24. *Sachs, L.*  
Statistische Methoden: Planung und Auswertung  
Springer, Heidelberg (1988)
25. *Skurnik, H.*  
Accurate interocclusal records  
J Prosthet Dent 21 (1969) 154-165
26. *SPSS Inc.*  
SPSS/ WIN 8.0, Chicago (1988)
27. *Vehring, Anna*  
Die Genauigkeit der Kieferrelationsbestimmung durch verschiedene Registriermaterialien beim bezahnten und unbezahnten Patienten  
Med. Diss. Münster (1997)
28. *Wirth, C.G.; Aplin, A.W.*  
An improved interocclusal record of centric relation  
J Prosthet Dent 25 (1971) 279-285
29. *Wöstmann, B.*  
DIN-Entwurf Bissregistrierungsmaterialien – Prüfvorschrift Oszillationsprüfung  
(1999)

30. *Wöstmann, B.*  
Persönliche Mitteilung ( März 2000)
31. *Wöstmann, B.*  
Zum derzeitigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde  
Med. Habil.-Schr. Münster (1992)
32. *Wöstmann, B.; Nave, Th.; Ferger, P.*  
Bestimmung der Verarbeitungs- und Abbindezeit elastomerer Massen mit Hilfe  
eines "Oszillations-Rheometers"  
Dtsch Zahnärztl Z 55 (2000)
33. *Wöstmann, B.; Schweitzer, O.*  
Entwurf DIN-Norm Bissregistrierungsmaterialien (10.02.1999)

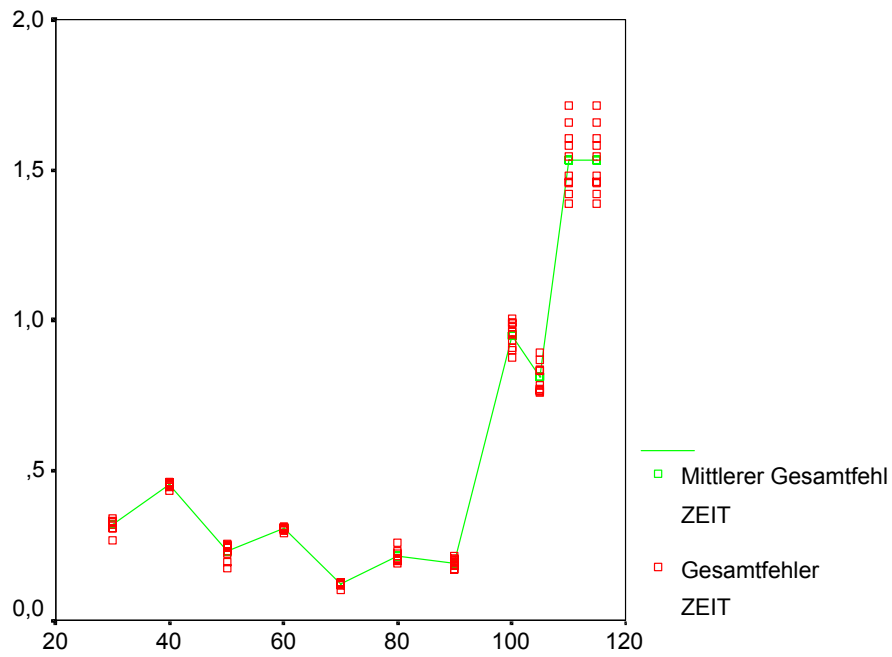
## 9. Anhang

### 9.1. Streudiagramme der Kondylenabweichung im Kondymeter

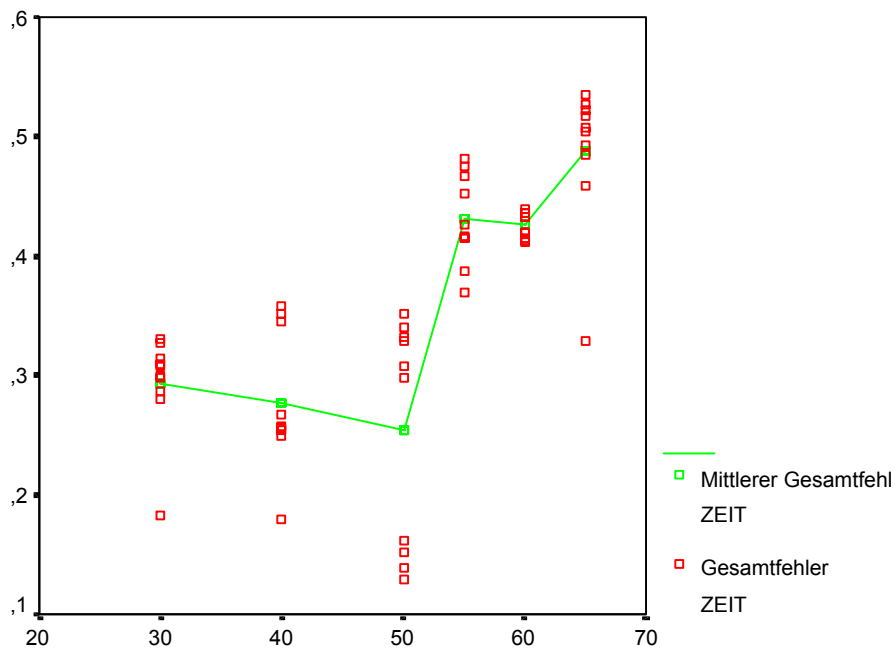
(angegeben ist jeweils der Offset bis zum Schließen des Artikulators [s], x-Achse sowie die zu erwartende Kondylenverlagerung beim Einartikulieren [mm] y-Achse)



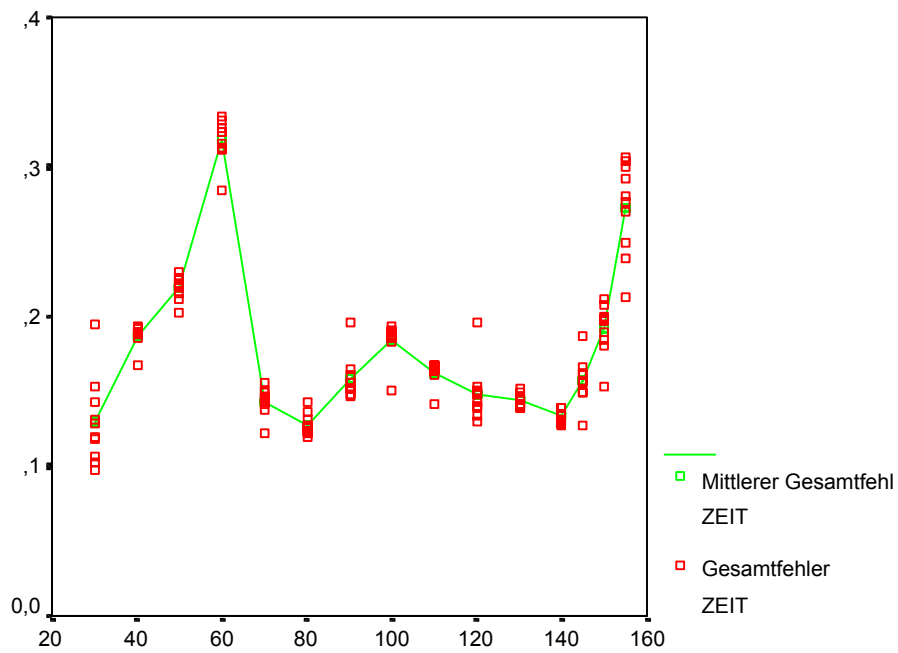
MATERIA: 2,00 Dimension Bite 60sec



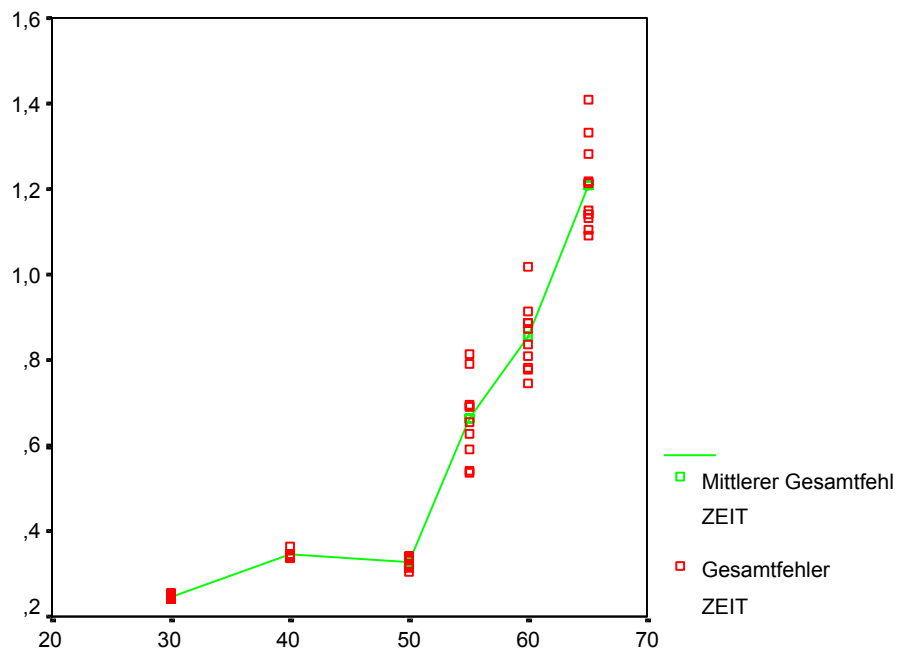
MATERIA: 3,00 Futar D



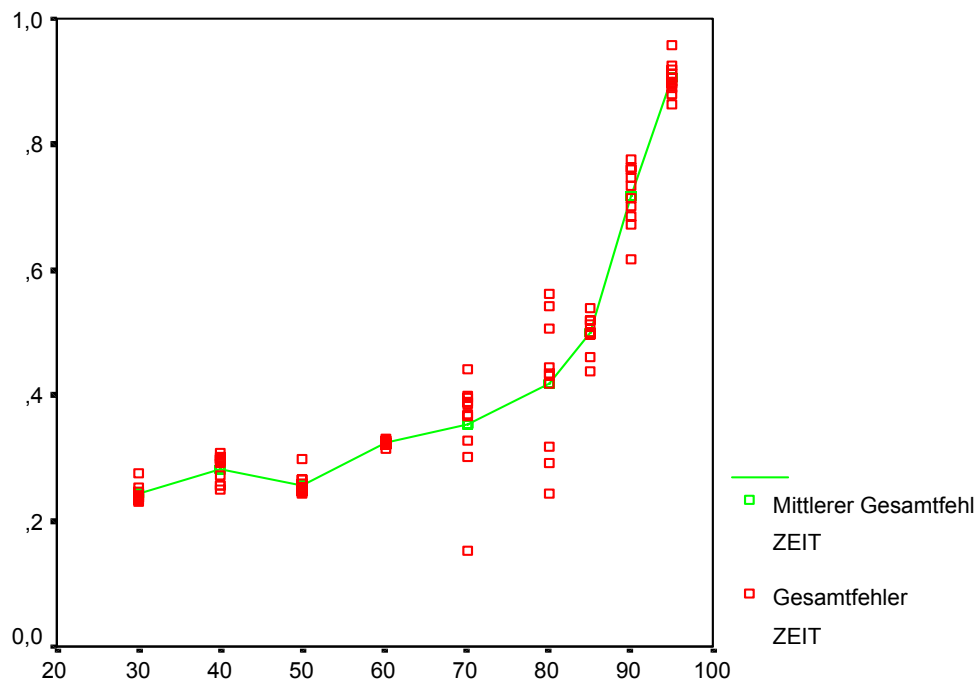
MATERIA: 4,00 Futar Occlusion



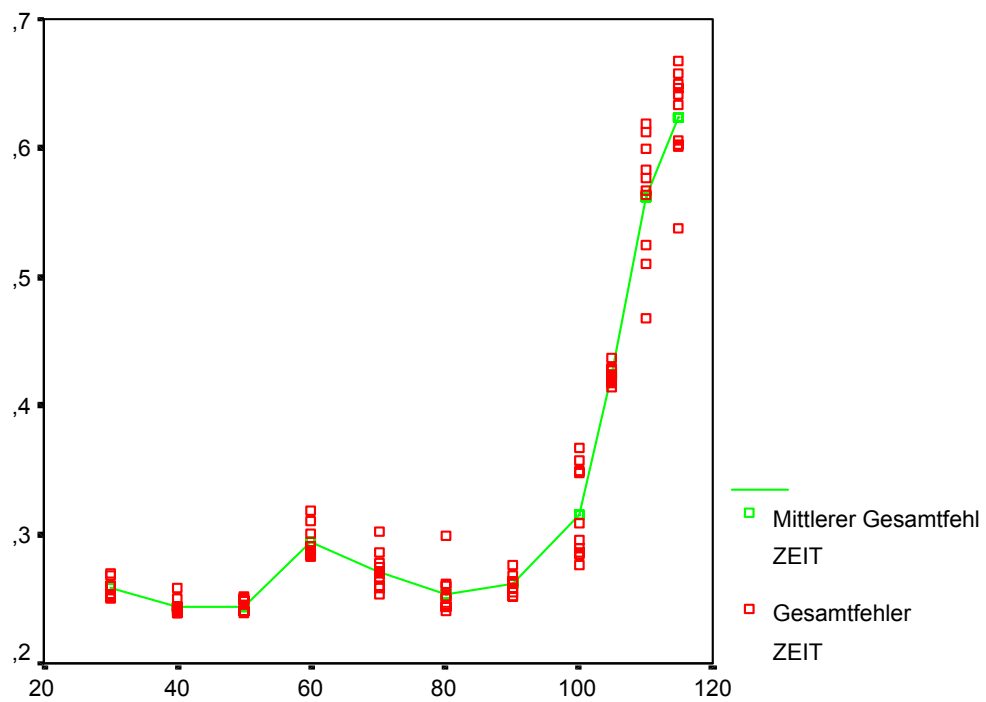
MATERIA: 5,00 Memoreg



MATERIA: 6,00 Memosil

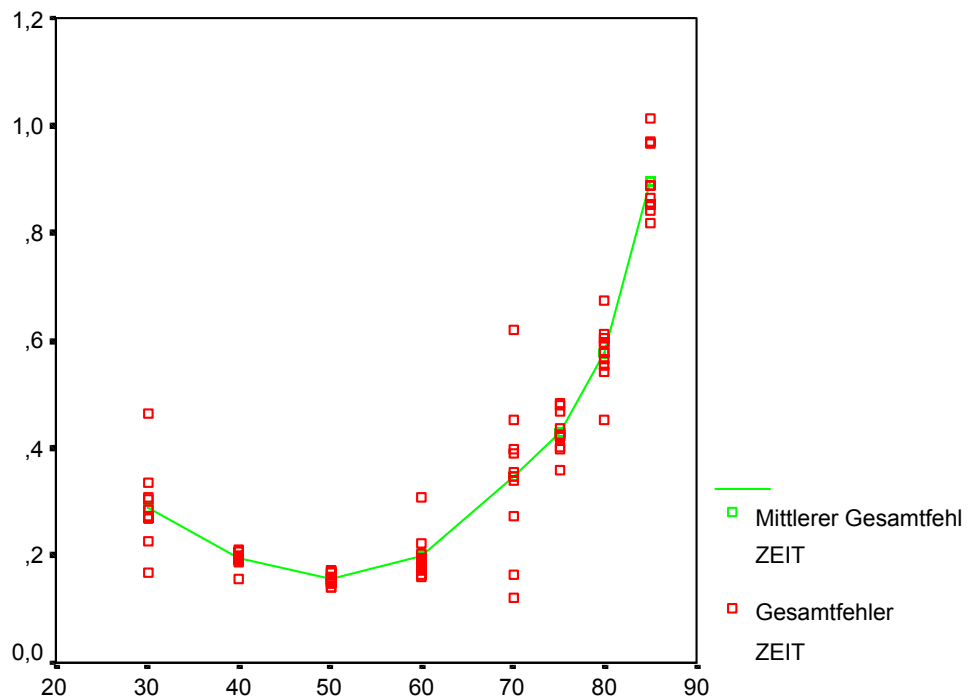


MATERIA: 7,00 Ramitec penta

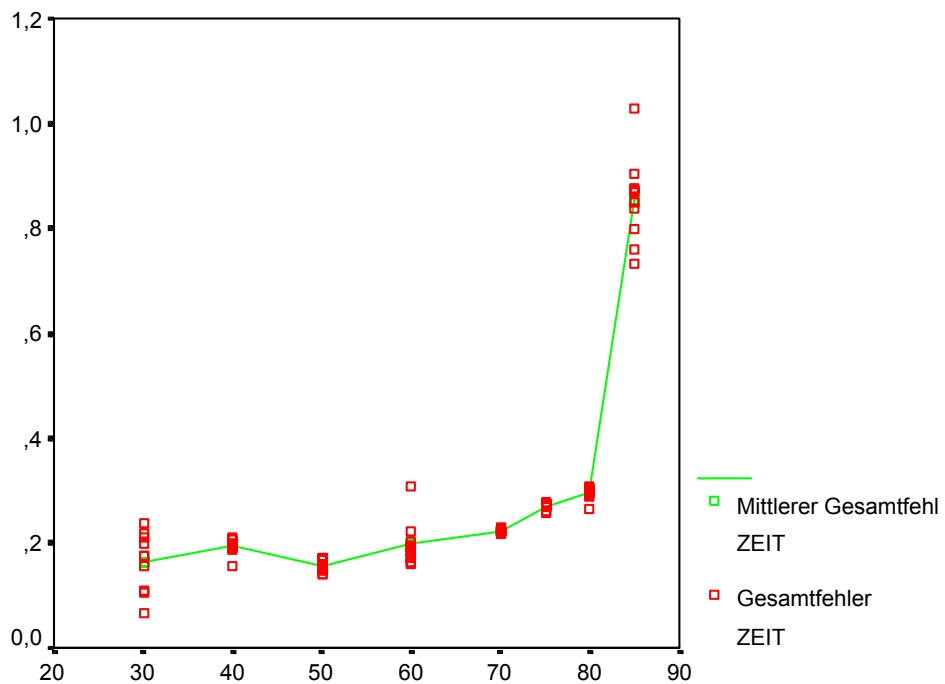




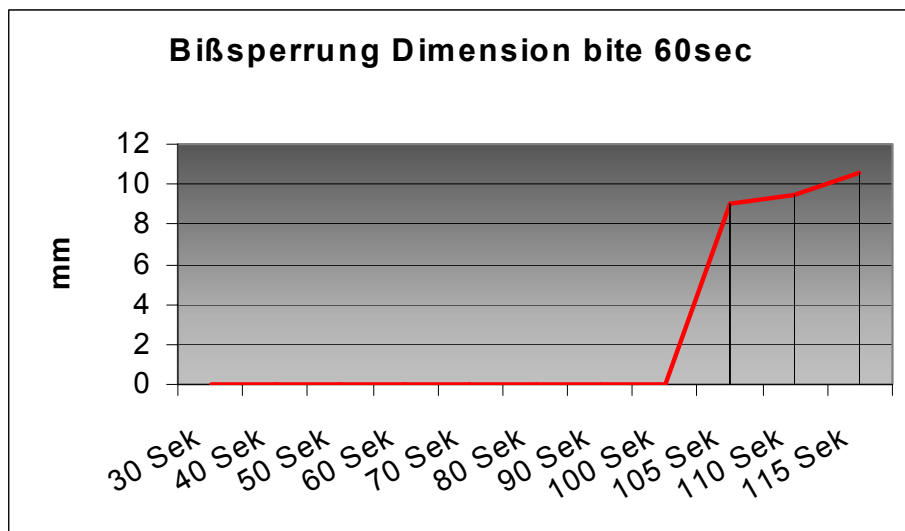
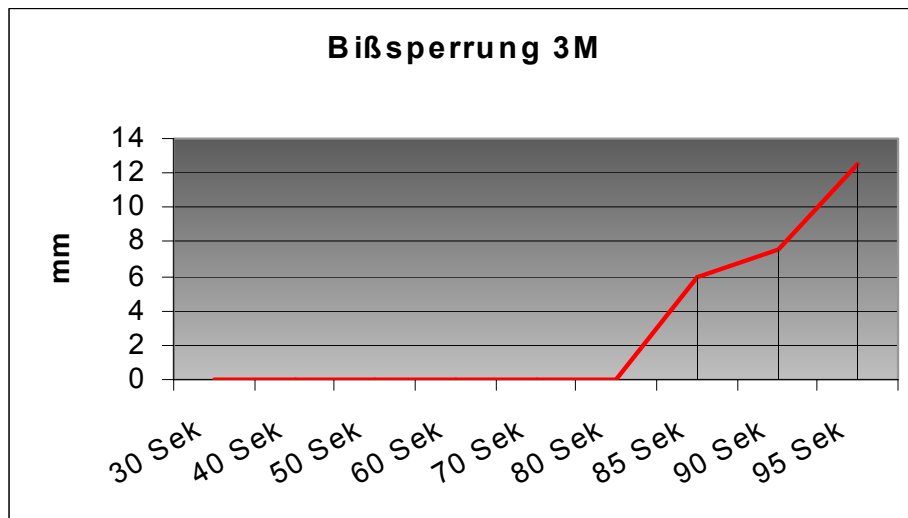
MATERIA: 8,00 Voco Registrado

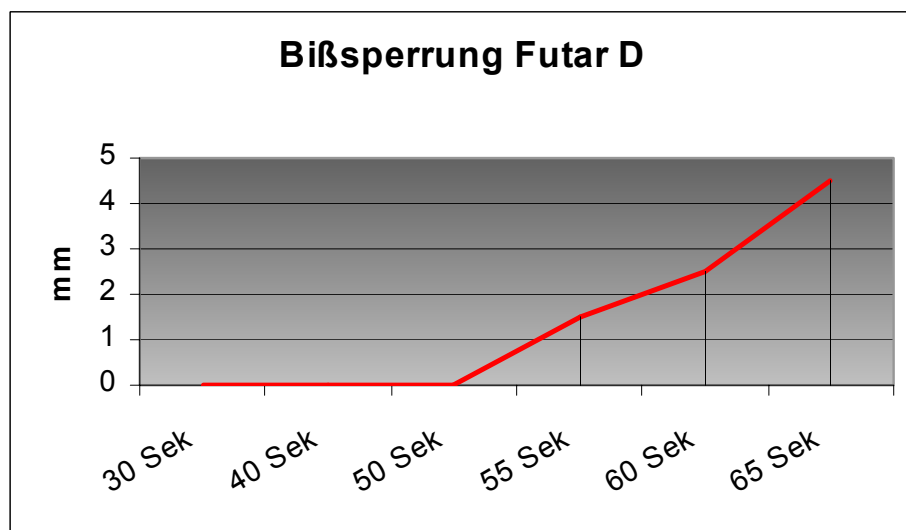
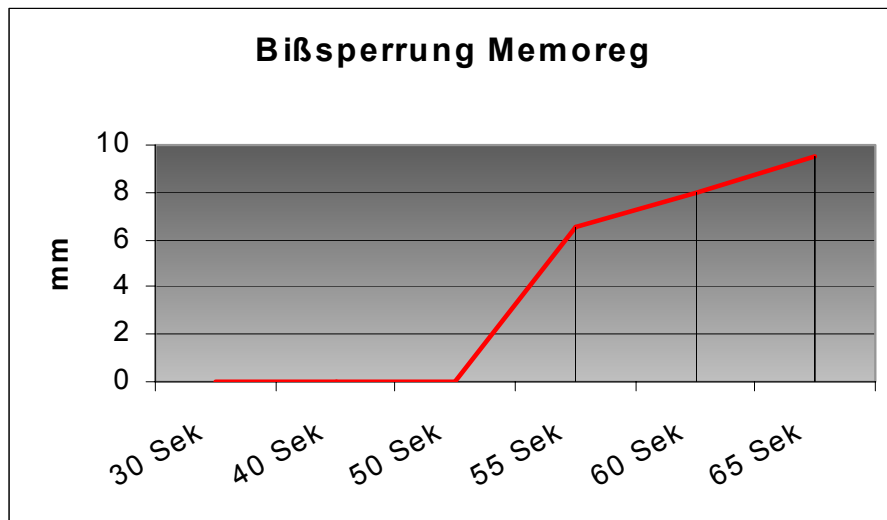


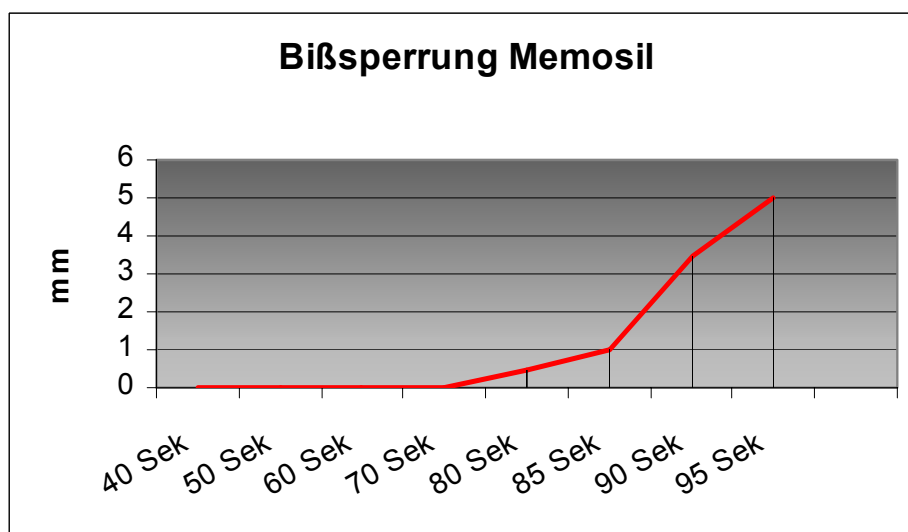
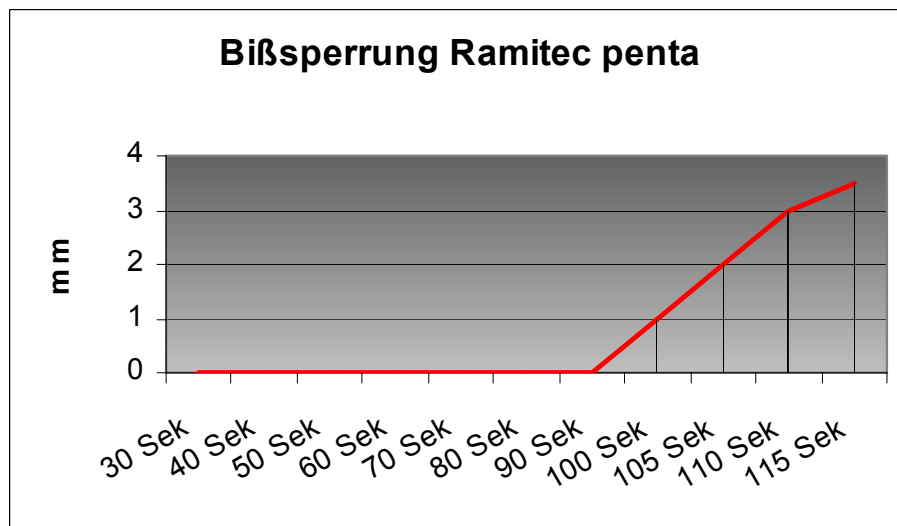
MATERIA: 9,00 Voco Registrado opak

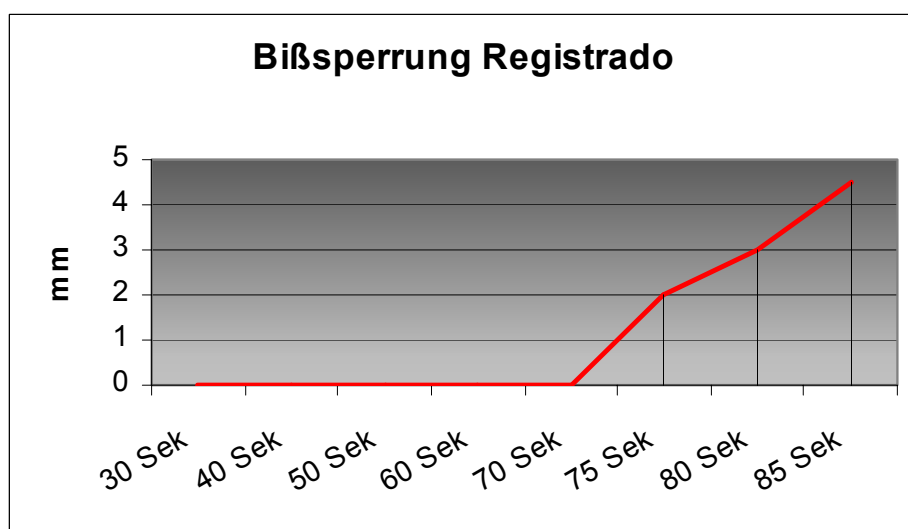
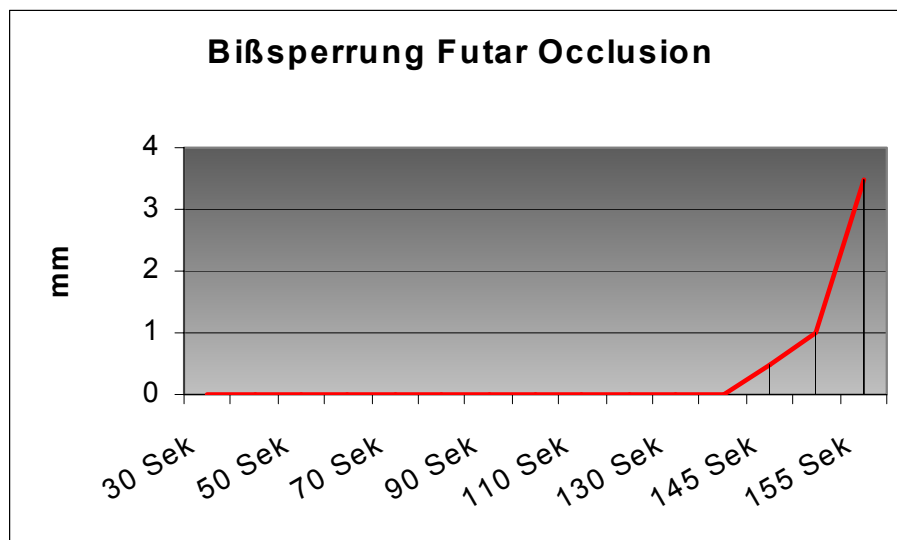


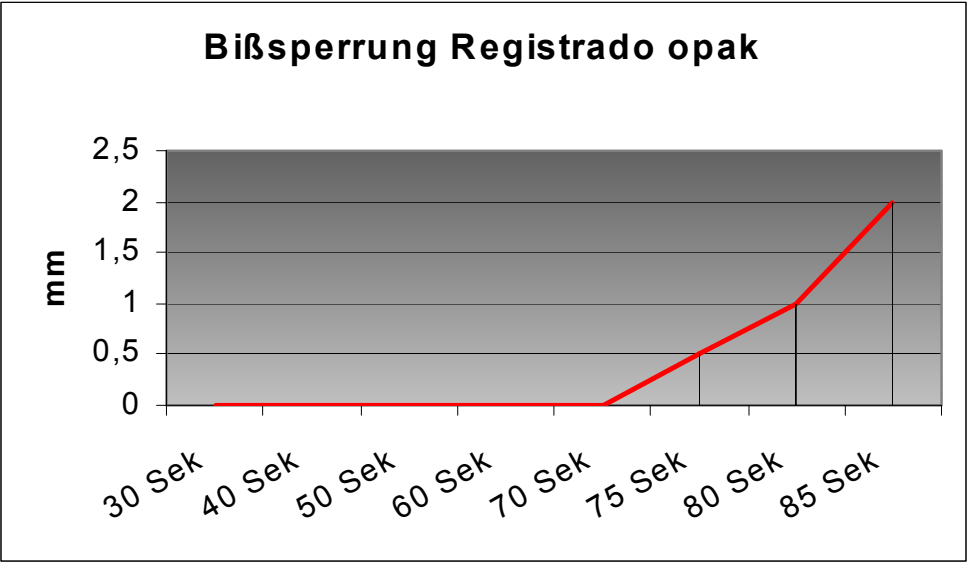
## 9.2. Ausmaß der eingetretenen Bißsperrung











# Lebenslauf

<b>Name</b>	Dirk Meintrup
<b>Geburtsdatum</b>	19.09.1972
<b>Geburtsort</b>	Wesel
<b>Anschrift</b>	Kapellenfeldstraße 1 47495 Rheinberg
<b>Staatsangehörigkeit</b>	Deutsch
<b>Familienstand</b>	Ledig

## Schul Ausbildung

<b>Katholische Grundschule Ossenber</b>	1979 – 1983
<b>Amplonius Gymnasium Rheinberg</b>	1983 – 1992
<b>Bundeswehr</b>	1992 – 1993
<b>Ausbildungsbeginn in einem</b>	1994
<b>Dentallabor</b>	
<b>Abbruch der Lehre zum Studium der</b>	1994
<b>Zahnheilkunde</b>	
<b>Studium der Zahnheilkunde an der</b>	1994 – 2000
<b>Justus-Liebig-Universität Gießen</b>	
<b>Zahnärztliche Prüfung und Erlangung</b>	2000
<b>der Approbation</b>	
<b>Antritt einer Assistentenstelle in</b>	2001
<b>niedergelassener Praxis</b>	
<b>Promotion</b>	2000 - 2002

## **Danksagung**

Zuerst möchte ich mich ganz recht herzlich bei Herrn Prof. Wöstmann für die Überlassung des Dissertationsthemas bedanken. Ich möchte mich für seine immer hilfsbereite, freundliche und kollegiale Unterstützung bedanken, mit der es möglich war, diese Arbeit fertig zu stellen.

Des weiteren möchte ich meinen Eltern für ihre jahrelange Unterstützung danken, ohne die es unmöglich gewesen wäre, jemals dieses Ziel zu erreichen.

Besonderer Dank gilt meiner Freundin, die mir über die Dauer dieser Arbeit den Rücken von Problemen freigehalten hat, so das ich mich voll und ganz darauf konzentrieren konnte.

Abschließend möchte ich allen danken, die mir auf ihre Art und Weise geholfen haben, meine Ziele zu verwirklichen, besonders hier meinem Bruder.

**Vielen Dank**